

Aus der Klinik für Augenheilkunde
des Fachbereichs Medizin der Phillips-Universität Marburg

Titel der Dissertation:

**Entwicklung der Hornhaut-Endothelzelldichte (ECD) in der frühen
postoperativen Phase nach Kataraktchirurgie in Abhängigkeit von der
Verwendung einer hydroxypropylmethylcellulose-haltigen
viskoelastischen Substanz versus Balanced Salt Solution während der
Intraokularlinsen-Implantation**

zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Humanmedizin
dem Fachbereich Medizin der Phillips-Universität Marburg
vorgelegt von

**Irena Manojlović aus Köln
Marburg 2014**

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Phillips-Universität Marburg am
19.12.2014

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Herr Prof. Dr. H. Schäfer

Referent: Herr Prof. Dr. W. Sekundo

1. Korreferent: Frau Prof. Dr. B. Lorenz

Meinem lieben Vater,
meiner lieben Mutter,
meinem lieben Bruder mit Familie

Inhaltsverzeichnis

	<u>Seite</u>
Inhaltsverzeichnis	IV
Abkürzungsverzeichnis	VII
Abbildungsverzeichnis	VIII
Tabellenverzeichnis	X
1 Einleitung.....	1
2 Zielsetzung und Fragestellung dieser Studie.....	3
3 Hornhaut und Hornhautendothel.....	4
3.1 Hornhaut.....	4
3.1.1 Anatomie der Hornhaut.....	4
3.1.2 Funktion der Hornhaut	5
3.2 Hornhautendothel	7
3.2.1 Anatomie des Hornhautendothels.....	7
3.2.2 Funktion des Hornhautendothels	8
3.3 Physiologischer Endothelzellverlust	10
3.4 Messung der Endothelzelldichte.....	11
4 Augenlinse.....	14
4.1 Anatomie der Linse.....	14
4.2 Funktion der Linse	15
5 Katarakt.....	16
5.1 Definition der Katarakt	16
5.2 Epidemiologie	17
5.2.1 Angeborene (kongenitale) Katarakt	17
5.2.2 Erworbene Katarakt	17
5.2.3 Einteilung nach morphologischen Gesichtspunkten.....	18
6 Geschichte der Kataraktchirurgie	19
7 Kataraktchirurgie in der heutigen Zeit	20
7.1 Operationsplanung und -vorbereitung	20
7.2 Operationstechniken.....	22
7.2.1 Intrakapsuläre Kataraktextraktion (ICCE)	22

7.2.2	Extrakapsuläre Kataraktextraktion (ECCE)	24
7.2.3	ECCE mittels Phakoemulsifikation.....	26
7.3	Vor- und Nachteile der genannten Operationstechniken	28
8	Intraokularlinsen:.....	30
8.1	Geschichte der Intraokularlinsen	30
8.1.1	Intraokularlinsen der ersten Generation.....	30
8.1.2	Intraokularlinsen der zweiten Generation.....	31
8.1.3	Intraokularlinsen der dritten Generation.....	32
8.1.4	Intraokularlinsen der vierten Generation	32
8.1.5	Intraokularlinsen der fünften Generation.....	32
8.1.6	Intraokularlinsen der sechsten Generation	33
8.2	Artenvielfalt und Design der Intraokularlinsen	35
8.3	Material der Intraokularlinsen	37
9	Viskoelastische Substanzen	38
9.1	Geschichte der viskoelastischen Substanzen.....	38
9.2	Eigenschaften der viskoelastischen Substanzen.....	39
9.3	Substanzklassen der viskoelastischen Substanzen	40
9.4	Einteilung der viskoelastischen Substanzen.....	41
10	Patienten und Methoden	42
10.1	Studiendesign.....	42
10.2	Versuchsaufbau.....	42
10.3	Versuchsprotokoll	43
10.4	Einschlusskriterien.....	45
10.5	Ausschlusskriterien:.....	45
10.6	Statistik46	
10.6.1	Berechnung der Stichprobengrößen	46
10.6.2	Zuordnung der Patienten zur BSS plus®-Stichprobe oder zur Z-Celcoat®-Stichprobe	46
10.6.3	Wahl des statistischen Auswertungsverfahrens.....	47
10.6.4	Auswertungsprogramme.....	48
11	Ergebnisse.....	49
11.1	Stichproben	49
11.2	Endothelzelldichte (ECD)	50
11.2.1	ECD präoperativ (ECD 1)	50
11.2.2	ECD 1 in Abhängigkeit vom Alter.....	50
11.2.3	ECD 1 in Abhängigkeit vom Geschlecht	51

11.2.4	Endothelzelldichte postoperativ (ECD 2, ECD 3)	51
11.2.5	ECD in Abhängigkeit von Phakoemulsifikationsenergie und -zeit	53
11.3	Visusentwicklung	53
11.4	Augeninnendruck (IOD)	55
11.5	OP-Dauer	57
12	Diskussion	58
12.1	Stichprobenvergleichbarkeit	58
12.2	Endothelzelldichte ECD	59
12.2.1	ECD gesunder erwachsener Augen	59
12.2.2	ECD in Abhängigkeit der Ethnie	60
12.2.3	ECD in Abhängigkeit vom Alter	61
12.2.4	ECD in Abhängigkeit vom Geschlecht	62
12.2.5	ECD in Abhängigkeit einer Kataraktoperation	62
12.2.6	ECD in Abhängigkeit von der Verwendung eines Viskoelastikums während der Intraokularlinsen-Implantation	65
12.2.7	Visusentwicklung	67
12.2.8	Intraokulardruck (IOD)	68
12.2.9	OP-Dauer	70
12.3	Schlussfolgerungen	71
13	Zusammenfassung	72
14	Literaturverzeichnis	75
	Internetquellen	80
15	Danksagung	81
16	Akademische Lehrer	82

Abkürzungsverzeichnis

Abb.....	Abbildung
BDOC.....	Bund deutscher Ophthalmochirurgen
BSS	Balanced-Salt-Solution
BVA	Bundesverein Augenärzte
CSR.....	Cataract Surgery Rate
DGII.....	Deutschsprachige Gesellschaft für Intraokularlinsen- Implantation, Interventionelle & Refraktive Chirurgie
ECCE	extrakapsuläre Kataraktextraktion
ECD.....	Endothelzelldicke
FA.....	Firma
HKL	Hinterkammerlinse
HPMC.....	Hydroxypropylmethylcellulose
ICCE.....	intrakapsuläre Kataraktextraktion
IOD.....	Intraokulardruck
IOL	Intraokularlinse
mmHg.....	Millimeter Quecksilbersäule
MVZ.....	Medizinisches Versorgungs-Zentrum
PMMA	Polymethylmethacrylat
SD	Standardabweichung
VKL	Vorderkammerlinse
YAG.....	Yttrium-Aluminium-Granat-Laser

Abbildungsverzeichnis

	<u>Seite</u>
Abb. 3.1: Aufbau der Hornhaut (Kanski 2004 Klinische Ophthalmologie, Urban & Fischer, 5. Auflage, S.96, mit freundlicher Genehmigung des Elsevier-Verlages).....	4
Abb. 4.1: Anatomie der Augenlinse (mit freundlicher Genehmigung ohne Übertragung von Rechten von Prof. Dr. med. Albert J. Augustin, Direktor der Augenklinik, Städtisches Klinikum Karlsruhe).....	14
Abb. 5.1: oben: klare normale Augenlinse; unten: eingetrübte Augenlinse bei Katarakt; mit freundlicher Genehmigung der American Association of Ophthalmology	16
Abb. 7.1: ECCE 1, Kanski 2004, Klinische Ophthalmologie, Urban & Fischer, 5. Auflage, S.171; mit freundlicher Genehmigung des Elsevier-Verlages	24
Abb. 7.2: ECCE 2, Kanski 2004, Klinische Ophthalmologie, Urban & Fischer, 5. Auflage, S.171; mit freundlicher Genehmigung des Elsevier-Verlages	24
Abb. 7.3: ECCE mittels Phakoemulsifikation, „Divide-and-conquer-Technik“, Kanski 2004, Klinische Ophthalmologie, Urban & Fischer, 5. Auflage, S. 170-172; mit freundlicher Genehmigung des Elsevier-Verlages	26
Abb. 8.1: schematische Darstellung der implantierten Ridley-Linse aus Auffarth G U, Apple D J (2001) Der Ophthalmologe 98:1017–1028; mit freundlicher Genehmigung des Springer-Verlages.....	31
Abb. 8.2: schematische Darstellung einer implantierten VKL aus Auffarth G U, Apple D J (2001) Der Ophthalmologe 98:1017–1028; mit freundlicher Genehmigung des Springer-Verlages	31
Abb. 8.3: schematische Darstellung einer irisfixierten (links) und iridokapsulär fixierten (rechts) VKL nach Binkhorst aus Auffarth G U, Apple D J (2001) Der Ophthalmologe 98:1017–1028; mit freundlicher Genehmigung des Springer-Verlages	32
Abb. 8.4: schematische Darstellung implantierter Hinterkammerlinsen, sulkusgestützt (links), kapselsackgestützt (rechts) aus Auffarth G U, Apple D J (2001) Der Ophthalmologe 98:1017–1028; mit freundlicher Genehmigung des Springer-Verlages	33
Abb. 8.5: einstückige Intraokularlinse CT-Asphina 409M mit Plattenhaptik; mit freundlicher Genehmigung der Firma Carl Zeiss Meditec	36
Abb. 8.6: dreistückige Intraokularlinse wefino-100 der Firma Wefis mit IOL-Haptik im C-Design; mit freundlicher Genehmigung der Firma Wefis	36
Abb. 11.1: Abhängigkeit der ECD 1 vom Alter der Probanden	51

Abb. 11.2:	ECD-Entwicklung von präoperativ (ECD 1) zu postoperativ (ECD 2 und ECD 3), links BSS plus®-Stichprobe, rechts Z-Celcoat®-Stichprobe	53
Abb. 11.3:	Visusentwicklung: links BSS plus®-Stichprobe, rechts Z-Celcoat®-Stichprobe	55
Abb. 11.4:	IOD-Werte präoperativ (IOD 1) und postoperativ (IOD 2 und IOD 3), links BSS plus®-Stichprobe, rechts Z-Celcoat®-Stichprobe	56
Abb. 11.5:	IOD-Werte als Kurvendarstellung.....	57
Abb. 11.6:	OP-Dauer in Minuten, in Abhängigkeit zur Stichprobenzugehörigkeit, links BSS plus®-Stichprobe, rechts Z-Celcoat®-Stichprobe.....	57
Abb. 12.1:	Bevölkerung nach Altersgruppen und Geschlecht, Stand 31.12.10; mit freundlicher Genehmigung des statistischen Bundesamtes	59

Tabellenverzeichnis

	<u>Seite</u>
Tab. 10.1: Grundgesamtheit und Stichproben.....	47
Tab. 11.1: Zusammensetzung der Stichproben	50
Tab. 11.2: Entwicklung der ECD von präoperativ zu postoperativ	52
Tab. 11.3: Visusentwicklung von präoperativ zu postoperativ in LogMar	54
Tab. 11.4: IOD-Werte prä- und postoperativ	56

1 Einleitung

Die Katarakt-Operation ist eine der häufigsten operativen Eingriffe in der Augenheilkunde. Alljährlich wird mittels einer Umfrage von BDOC, BVA und DGII erfasst, wie viele ophthalmochirurgische Eingriffe im deutschsprachigen Raum durchgeführt werden. Für das Jahr 2010 sind bei einer Befragten-Beteiligung von ca. 35% 374.199 Katarakt-Operationen erfasst worden (stationäre und ambulante Operationen zusammengefasst). Insgesamt ist daher von einer Gesamt-Zahl von ca. 800.000 Katarakt-Operationen auszugehen (Wenzel et al 2011). Durch eine Katarakt-Operation beziehungsweise einen intraokularen Eingriff am vorderen Augenabschnitt kommt es traumatisch bedingt zu einem Abfall der Hornhautendothelzelldichte. Viele Studien belegen diese Tatsache, wenngleich der prozentuale Anteil des Endothelzellverlustes in Bezug auf die präoperative Endothelzelldichte stark variiert (Wirbelauer et al 1998; Ohrloff et al 1985; Sanchis-Gimeno et al 2005).

Der Hornhautendothelzellverlust nach einer Operation ist höher als es der natürlichen Endothelzellverlustrate durch Alterung entspricht. W.M. Bourne hat als Ergebnis einer Studie mit einem Beobachtungszeitraum von 10 Jahren bei Erwachsenen mit gesunder Hornhaut eine natürliche Endothelzellverlustrate von 0,6% festgestellt, ohne signifikanten Zusammenhang zum Alter des Erwachsenen (Bourne WM 1997).

Analog zu dieser Studie führte er eine Studie an kataraktoperierten Probanden durch-ebenfalls mit einem Beobachtungszeitraum von 10 Jahren. Hier stellte er fest, dass die jährliche Verlustrate im Mittel auf 2,5% angestiegen ist, also um ein 6- bis 8-faches höher liegt als bei Menschen mit nichtoperierten Augen (Bourne WM 1994).

Kommt es zur Unterschreitung einer kritischen Grenze der Endothelzelldichte von etwa 400-700 Zellen/mm², kann ein Hornhautödem entstehen. Die Hornhaut verliert damit ihre Transparenz und wird undurchsichtig (Klyce/Beuermann 1988 S.22). Bleibt das Hornhautödem persistent und nicht temporär, so wäre das Ziel der Katarakt-Operation, die Visusrehabilitation, verfehlt. In welchem Maße es zu einem Hornhautendothelzellverlust kommt ist von sehr vielen Faktoren abhängig. Um das empfindliche Hornhautendothel zu

schonen, kann man intraoperativ sogenannte viskoelastische Substanzen einsetzen. Diese legen sich wie eine Schutzschicht auf das Hornhautendothel, was eine Verringerung eines Schadens bewirken soll.

2 Zielsetzung und Fragestellung dieser Studie

In der Einleitung wurde beschrieben, dass ein physiologischer, lebenslanger Hornhautendothelzellverlust vorliegt. Nach intraokularen Eingriffen kommt es im Vergleich zur physiologischen Verlustrate zu einem gesteigerten Verlust von Endothelzellen.

Die Weiterentwicklung von Form und Material der künstlichen Intraokularlinsen (IOL) erlaubt eine recht atraumatische Implantation unter BSS®- bzw. BSS plus®-Infusion (Balanced-Salt-Solution der Firma Alcon).

In dieser Studie wird der Hornhautendothelzellverlust in der frühen postoperativen Phase nach Kataraktoperation untersucht. Es wird der Frage nachgegangen, ob es einen Unterschied im Abfall der Endothelzelldichte gibt - abhängig davon, ob die viskoelastische Substanz Z-Celcoat® (Carl Zeiss Meditec AG) während der Kunstlinsenimplantation intraoperativ zum Schutz des Hornhautendothels verwendet wird oder nicht. Um Vergleichbarkeit der zwei Stichproben zu gewährleisten wurden alle Patienten von dem gleichen erfahrenen Ophthalmochirurgen operiert.

Bei Bestätigung oder Widerlegung der Hypothese: „Es gibt keinen signifikanten Unterschied des Hornhautendothelzellverlustes unabhängig von der Verwendung einer viskoelastischen Substanz während der Intraokularlinsenimplantation“ eröffnet sich eine medizinisch wie ökonomisch interessante Diskussion darüber, wann und wie viskoelastische Substanzen zum Einsatz kommen sollten und wann sie nicht zum Einsatz kommen müssen.

3 Hornhaut und Hornhautendothel

3.1 Hornhaut

3.1.1 Anatomie der Hornhaut

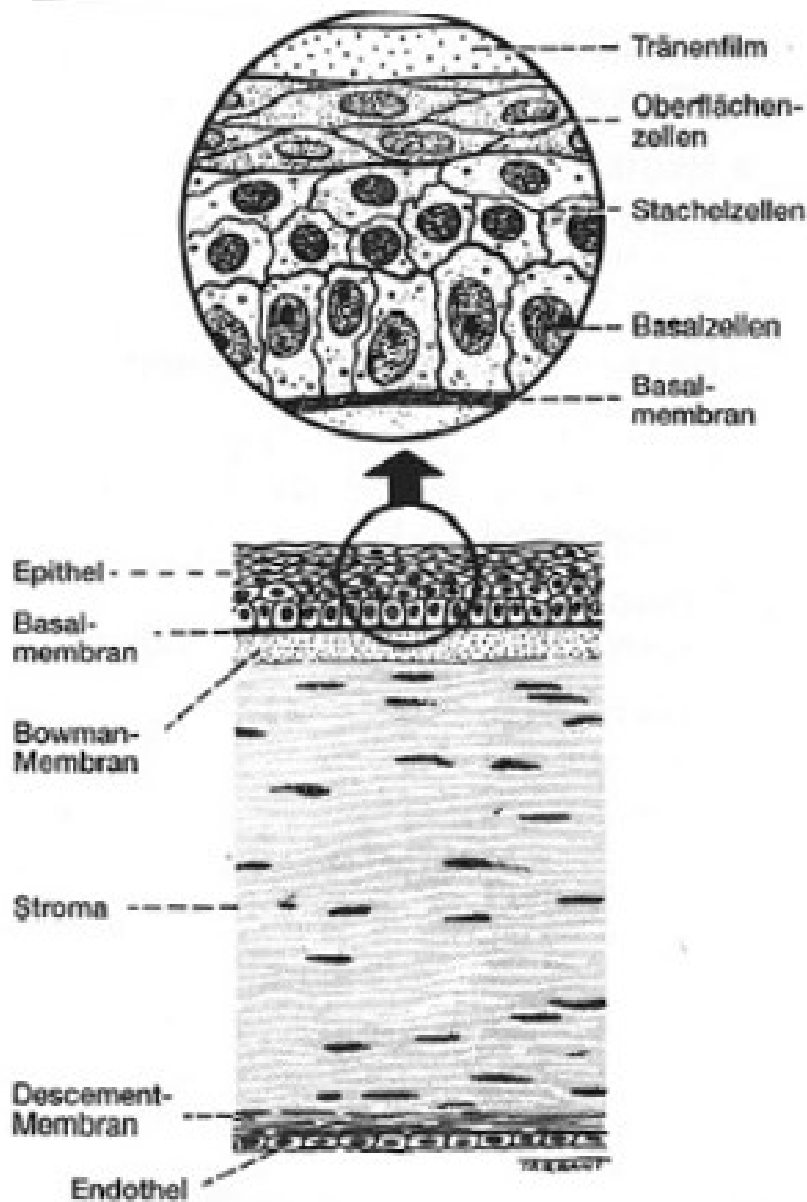


Abb. 3.1: Aufbau der Hornhaut (Kanski 2004 Klinische Ophthalmologie, Urban & Fischer, 5. Auflage, S.96, mit freundlicher Genehmigung des Elsevier-Verlages)

Die Hornhaut ist ein transparentes Gewebe und im Mittel etwa 550 µm dick (Sekundo 2007, S.229). Sie ist uhrglasartig gewölbt, ihre Krümmung ist höher als die Krümmung des restlichen Augapfels (Lang 2000, S.119). Man kann die Hornhaut in fünf Schichten unterteilen (Kanski 2004, S.96).

Hornhautaufbau von außen nach innen (Abb. 3.1):

1. Epithel mit Basalmembran

Das Epithel besteht aus fünf bis sechs Lagen nichtverhornender Epithelzellen, welche in einer festen Basalmembran verankert sind. Die Epithelschicht macht ca. 10% der Hornhautdicke aus.

2. Bowman-Schicht

Die Bowman-Schicht ist eine intrauterin angelegte und nicht regenerationsfähige bindegewebige dünne Lamelle, welche die Epithel-Schicht von dem darunterliegenden Stroma abgrenzt.

3. Hornhaut-Stroma

Das Hornhautstroma besteht aus Kollagenfibrillen welche horizontal und parallel zueinander angeordnet sind. Zwischen den Kollagenfibrillen befinden sich wenige Keratozyten und eine Proteoglykan-Substanz bestehend aus Chondroitin- und Keratansulfat. Das Stroma macht nahezu 90% der Hornhautdicke aus.

4. Descemet-Membran

Die Descemet-Membran ist eine Basalmembran des Hornhautendothels. Sie besteht aus einem feinem Gitterwerk von Kollagenfibrillen und unterteilt sich in eine intrauterin angelegte anteriore Schicht und eine sich im Laufe des Lebens an Dicke zunehmende posteriore Schicht.

5. Endothel

Das Endothel besteht aus einem einschichtigen Zellverband hexagonaler Zellen.

3.1.2 Funktion der Hornhaut

Die Hornhaut ist mit ihrer Transparenz ein sehr wichtiger Bestandteil des optischen Systems. Nicht nur die Klarheit der Hornhaut, auch ihre hohe Brechkraft von etwa 43 Dioptrien sorgt für eine scharfe Abbildung auf der Netzhaut (Klyce/Beuerman 1988, S.4), solange keine Fehlsichtigkeit im Sinne einer Myopie, Hyperopie oder eines Astigmatismus vorliegen. Die Hornhaut „ist das optische Fenster des Auges“ (Lang 2000, S.119). Kommt es zur Transparenzminderung der Hornhaut, resultiert daraus auch eine Sehschärfenminderung. Dem Epithel mit aufliegendem Tränenfilm nach außen,

als auch dem Hornhautendothel als Grenze der Hornhaut nach innen kommt eine besondere Bedeutung zur Aufrechterhaltung der Hornhautintegrität zu.

3.2 Hornhautendothel

3.2.1 Anatomie des Hornhautendothels

Das Hornhautendothel besteht aus einer 5-6 μm dicken, einlagigen Zellschicht. Die Mehrheit der Zellen ist hexagonal (Abb. 3.2). Bei Geburt beträgt die gesamte Hornhautendothelzellzahl einer Hornhaut 300.000 bis 500.000. Die Endothelzelldichte beläuft sich auf 3500-4000 Zellen/ mm^2 . Im Laufe des Lebens nimmt die Hornhautendothelzelldichte physiologisch bedingt ab. Die Endothelzelldichte beträgt bei Erwachsenen mit gesunder Hornhaut im Mittel 2000-2500 Zellen/ mm^2 (Mergler/Scholl 2011; Klyce/Beuerman 1988, S.19-21).

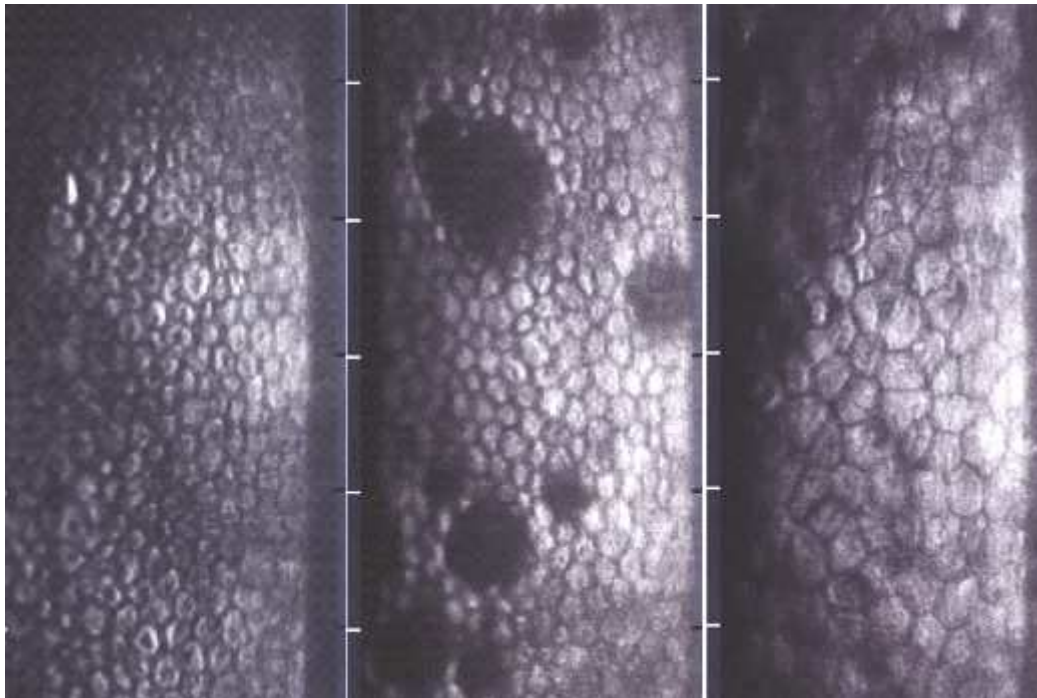


Abb. 3.2: normales Endothel, Endothel bei Cornea guttata, Endothel mit vergrößerten Zellen; eigene Probandenbilder

3.2.2 Funktion des Hornhautendothels

Zu den besonders wichtigen Funktionen des Hornhautendothels gehört die Ernährung und Hydrierung der avaskulären Hornhaut. Durch Diffusion von Nährstoffen und Flüssigkeit aus der Vorderkammer über das Hornhautendothel wird die Hornhaut mit Nährstoffen versorgt (Mergler/Pleyer 2007; Mergler/Scholl 2011).

Damit trotz des Flüssigkeitseinstroms sowohl die Hornhautdicke als auch die Hornhauttransparenz aufrechterhalten wird gibt es verschiedene Zellmechanismen, welche dafür sorgen. Gesteuert wird das Hydratations-Gleichgewicht über Ionenpumpen, welche sich in den Zellwänden der Endothelzellen befinden. Diese Ionenkanäle pumpen aktiv Natrium-, Kalium- sowie Hydrogencarbonat-Ionen aus der Endothelzelle zurück in das Kammerwasser. Diesem so erzeugten osmotischen Gefälle folgt konsekutiv ein Rückstrom von Wasser (Mergler/Scholl 2011). Abbildung 3.3 zeigt eine schematische Darstellung einer Endothelzelle mit eingezeichneten Ionen-Pumpen und Austauschprozessen zwischen Kammerwasser und Hornhaut als auch interzellulär zwischen den Endothelzellen.

3.3 Physiologischer Endothelzellverlust

Die Endothelzelldichte (ECD) nimmt im Laufe des Lebens physiologisch bedingt ab. Beträgt die ECD bei Geburt noch 3500-4000 Zellen/mm², so ist sie bei Erwachsenen mit gesunder Hornhaut auf 2000-2500 Zellen/mm² gesunken (Klyce/Beuerman, S.22). Das liegt daran, dass die Hornhautendothelzellen im Wesentlichen amitotisch sind. Somit können Zellverluste nicht durch Zellteilung kompensiert werden (Mergler/Scholl 2011; Klyce/Beuerman 1988, S.21).

Sowohl in einer Studie von Nucci et al. als auch in einer Studie von Hiles et al. wird ein schneller Endothelzellverlust bis zum 10. Lebensjahr beschrieben, gefolgt von einem langsameren, jedoch stetigem weiteren Zellverlust bis zum Ende des Lebens (Nucci et al. 1990; Hiles et al. 1979).

Es herrscht keine Einigkeit darüber, ob es geschlechtsspezifische Unterschiede bei der Endothelzelldichte gibt. Eine Studie um Sanchis-Gimeno et al. fand keinen geschlechtsspezifischen Unterschied zwischen Männern und Frauen. Des Weiteren wurde in dieser Studie festgestellt, dass auch eine Ametropie, also eine Fehlsichtigkeit im Sinne einer Kurz- oder Weitsichtigkeit keinen Einfluss auf die ECD im Vergleich zur Normalsichtigkeit hat (Sanchis-Gimeno et al. 2005). Andere Studien hingegen hielten im Ergebnis einen Unterschied in der Zelldichte als auch im Zellvolumen zwischen Männern und Frauen gleicher Altersgruppe fest (Snellings et al. 2001; Padilla et al. 2004).

Gesichert ist jedoch, dass der Endothelzellverlust durch die noch vorhandenen Endothelzellen kompensiert wird. Dies geschieht durch Vergrößerung ihres Zellvolumens (Polymegatismus) als auch durch eine Formveränderung (Pleomorphismus). Die Zellen verlieren ihre typische hexagonale Gestalt. Ist die kritische Grenze von 400-700 Zellen/mm² erreicht, reichen diese Mechanismen nicht mehr aus. Die Hornhaut dekompenziert (Klyce/Beuerman 1988, S.19-24).

3.4 Messung der Endothelzelldichte

Die Hornhautendothelzelldichte kann mit modernen Non-Contact-Spiegelmikroskopen bestimmt werden (Abb. 3.4).



Abb. 3.4: Non-Contact-Spiegelmikroskop EM-3000; mit freundlicher Genehmigung der Firma Tomey

Dafür wird ein senkrechter, definierter Lichtspalt auf die Hornhaut projiziert. Da der Lichtspalt nicht ganz senkrecht auf die Hornhautoberfläche trifft sondern ganz leicht verkippt, liegen das Reflexbild der Hornhautoberfläche und das Reflexbild der Hornhautendothelschicht leicht nebeneinander. Über das Objektiv und das Okular des Spiegelmikroskops wird das Endothelbild aufgenommen bzw. mit einem integrierten Videosystem festgehalten (Sekundo 2007, S.1109-1111). Das in Abbildung 3.4 dargestellte Gerät ist das Modell EM-3000 des Herstellers Tomey. Mit diesem Gerät wurden die Endothelzellmessungen dieser Studie durchgeführt. Bei diesem Gerät werden automatisch 15 Endothelbilder erstellt, auch die Scharfeinstellung und das Auslösen der Kamera laufen automatisch ab. Es besteht auch die Möglichkeit auf manuellen Modus umzustellen. Das EM-3000 erstellt Weitwinkel-Aufnahmen, welche in ihrer Größe definiert sind. Die Maße betragen 0,25mm x

0,54mm. Abbildung 3.5 zeigt die Bildschirmansicht einer Aufnahmeserie des Endothels.

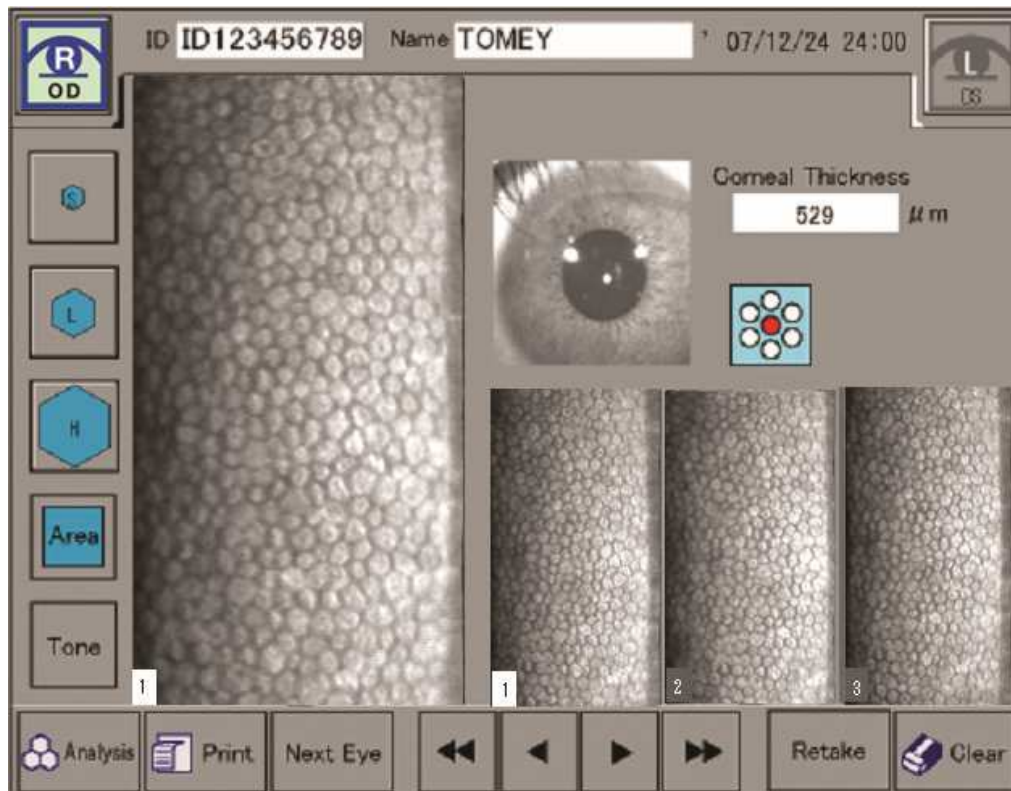


Abb. 3.5: Bildschirmansicht einer Aufnahmeserie des Endothels; mit freundlicher Genehmigung der Firma Tomey

Die Analyse der Endothelzellparameter kann durch die geräteinterne Software automatisch erfolgen oder manuell korrigiert werden. Abbildung 3.6 zeigt eine weitere Bildschirmansicht eines Messergebnisses, auf welcher die wichtigsten Parameter aufgeführt sind. Im Einzelnen sind das:

Number: Anzahl der erkannten/gezählten Zellen im Bildausschnitt

CD/mm²: Endothelzelldichte pro Quadratmillimeter

AVG: Durchschnittliche Zellgröße

SD: Standardabweichung der Zellgröße

CV: Variations-Koeffizient der Zellgröße

Max: größte Zellfläche

Min: kleinste Zellfläche

Eine Auswertung des vorliegenden Polymegatismus und Pleomorphismus ist ebenfalls möglich.

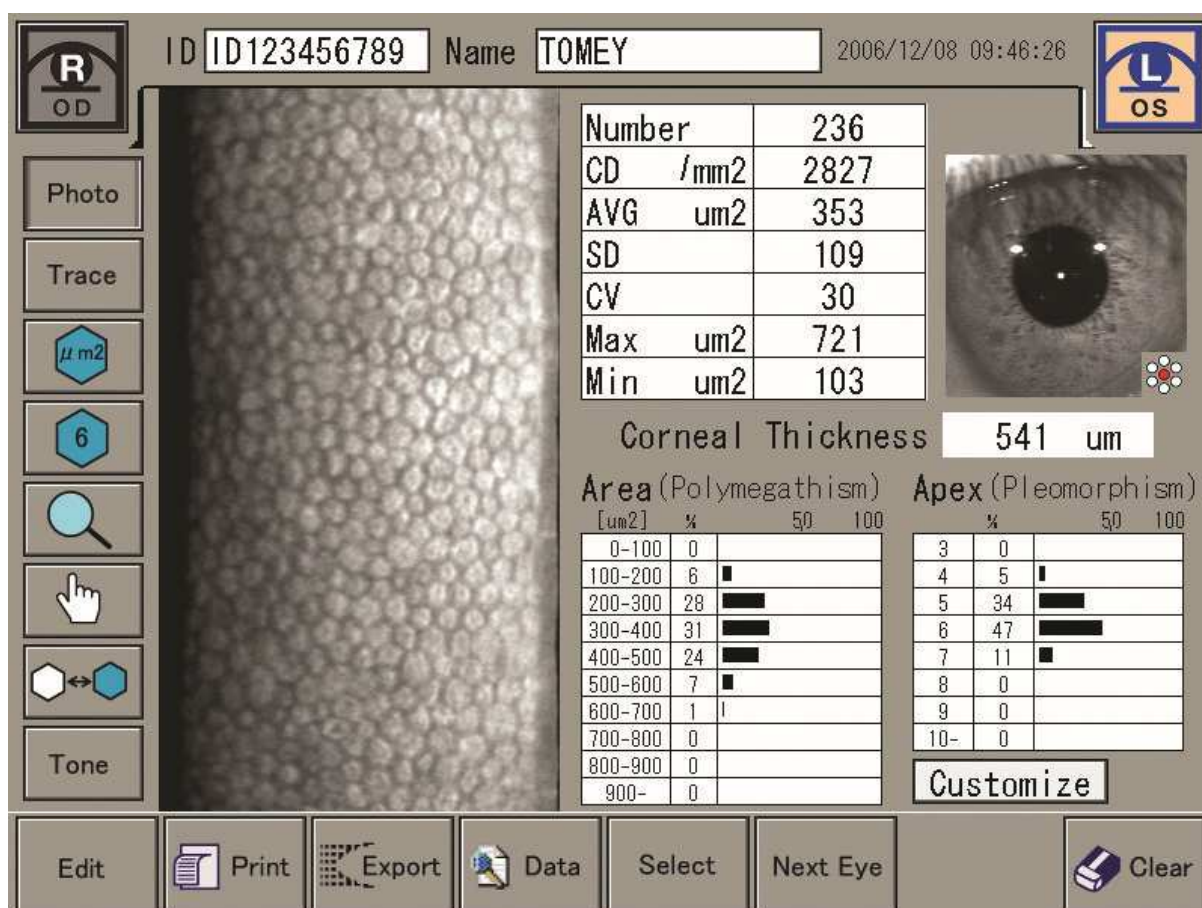


Abb. 3.6: Bildschirmansicht: Analyseergebnis; mit freundlicher Genehmigung der Firma Tomey

4 Augenlinse

4.1 Anatomie der Linse

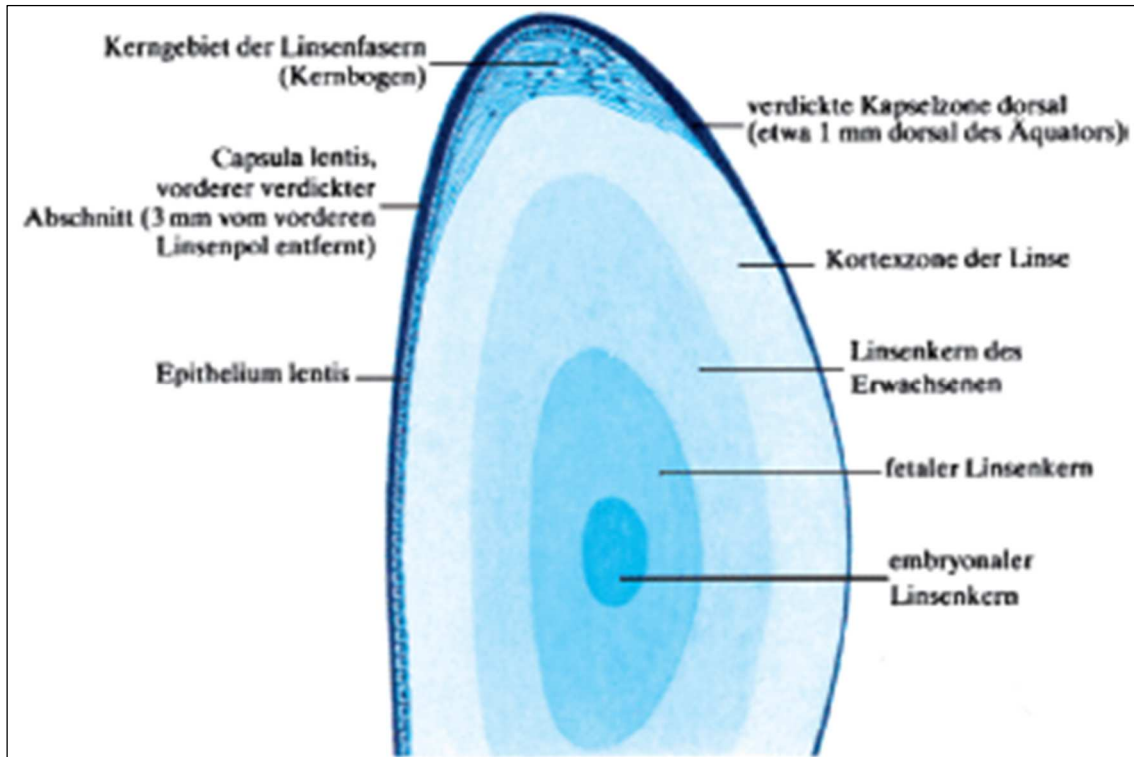


Abb. 4.1: Anatomie der Augenlinse (mit freundlicher Genehmigung ohne Übertragung von Rechten von Prof. Dr. med. Albert J. Augustin, Direktor der Augenklinik, Städtisches Klinikum Karlsruhe)

Die Linse des menschlichen Auges ist ein biconvex-gewölbtes Gebilde. Beim Erwachsenen hat sie einen äquatorialen Durchmesser von 9 mm und ist etwa 4 mm dick, wobei sie im Alter und bei Entwicklung einer Katarakt (Linsentrübung) bis zu 1 mm an Dicke zunehmen kann. Auch das Linsengewicht ändert sich im Rahmen des natürlichen Alterungsprozesses und bei einer Kataraktentwicklung. Es kann zwischen 200-250 mg betragen (Burk/Burk 2005, S.605).

Die Vorderfläche der Linse hat einen schwächeren Krümmungsradius von 10 mm im Vergleich zum stärkeren Krümmungsradius der Rückfläche von 6 mm (Lang 2000, S.169; Kanski 2004, S.163).

Die Linse ist ein epitheliales Organ und nerv- und gefäßfrei. Sie wird von Nährstoffen aus dem Kammerwasser versorgt, welche mittels Diffusion in die Linse gelangen.

Aufteilen lässt sich die Linse in unterschiedliche Zonen, siehe Abbildung 4.1. Im Inneren bildet sich der Embryonalkern aus, welcher vom Fetalkern umgeben ist. Lebenslang differenzieren sich aus der Epithelzellschicht, welche direkt unter der Kapsel gelegen ist, Linsenfasern aus. Durch dieses sogenannte apositionelle Wachstum ist auch erklärt, warum der Linsenkern von außen nach innen an Dicke und auch an Dichte zunimmt, denn die neu gebildeten Fasern werden zur Mitte hin gedrängt. Der Kern ist umgeben von einer Rinde, welche im Laufe des Lebens zugunsten der Kernverdichtung an Dicke verliert. Die gesamte Linse ist über die zirkulär am Linsenäquator inserierenden Zonulafasern mit dem Ziliarkörper verbunden und so senkrecht im Auge verankert. Als Bestandteil des Iris-Linsen-Diaphragmas trennt sie den vorderen Augenabschnitt vom hinteren Augenabschnitt (Lang 2000, S.169-172).

4.2 Funktion der Linse

Die Linse ist Bestandteil des optischen Systems und kann durch ihre Brechkraft einfallendes Licht so bündeln, dass ein scharfes Bild auf der Netzhaut entsteht. Voraussetzung hierfür ist die Normalsichtigkeit und die Abwesenheit von Fehlsichtigkeit. Des Weiteren ist sie an der Akkommodation beteiligt. Akkommodation beschreibt die Fähigkeit, die Brechkraft des Auges an die Entfernung des zu beobachtenden Objektes anzupassen. Da die Linse elastisch ist kann sie sich verformen und dadurch ihre Brechkraft ändern. Das heißt, Lesen in der Nähe als auch scharfes Sehen in der Ferne ist dadurch möglich. Die Brechkraft der Linse beträgt, je nach Akkommodationszustand, 10-20 Dioptrien. Die Akkommodationsbreite wird im Laufe des Lebens kleiner, weil die Linse durch Alterung weniger elastisch wird (Lang 2000, S.169).

5 Katarakt

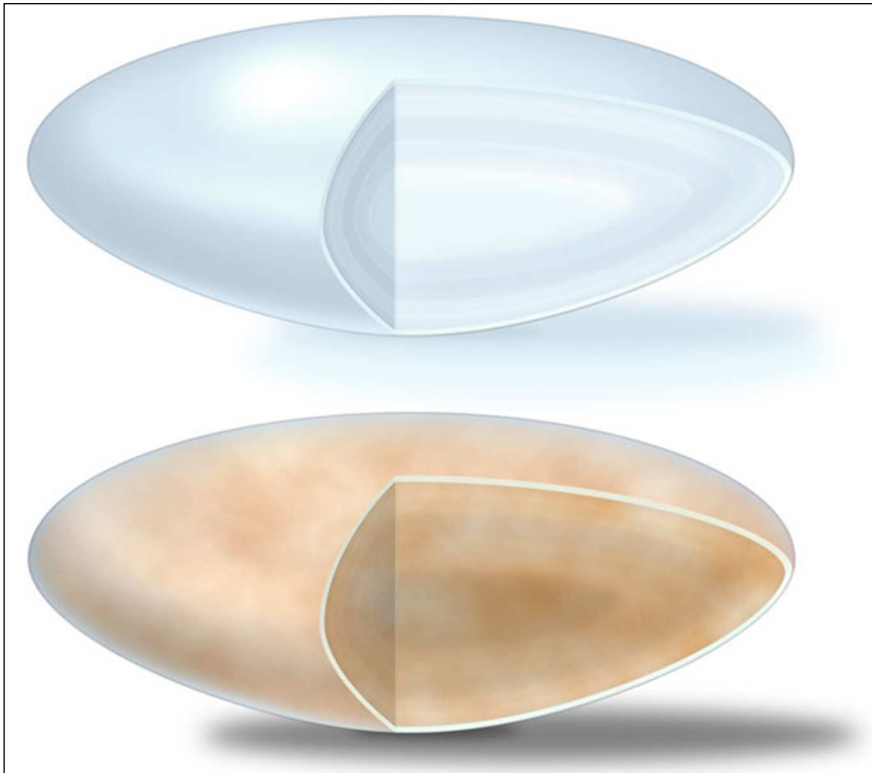


Abb. 5.1: oben: klare normale Augenlinse; unten: eingetrübte Augenlinse bei Katarakt; mit freundlicher Genehmigung der American Association of Ophthalmology

5.1 Definition der Katarakt

Eine Trübung der Linse bezeichnet man als Katarakt oder synonym als grauen Star. Die Durchsichtigkeit der Linse ist dadurch vermindert (Abb. 5.1). Das Wort Katarakt hat seinen Ursprung in der griechischen Sprache. Es bedeutet in der Übersetzung „Wasserfall“. Früher glaubte man, die Katarakt sei eine vom Gehirn her herunterfließende Flüssigkeit, welche sich vor die Linse ergießt und gerinnt (Lang 2000, S.174; Kanski 2004, S.163).

Je nachdem, welche Stelle der Linse getrübt ist und wie ausgeprägt die Trübung ist, kommt es zur Beeinträchtigung des Sehens. Das kann sich äußern als Sehschärfenminderung, vermehrte Blendempfindlichkeit, monokulare Doppelbilder, Verzerrtsehen und verändertes Farbsehen für den Betroffenen (Lang 2000, S.174).

5.2 Epidemiologie

Weltweit ist die Katarakt die Hauptursache für eine Erblindung. Sie macht etwa 51% der gesamten Erblindungsfälle aus. Schätzungsweise gab es 2010 weltweit ca. 20 Millionen Betroffene (Pascolini D/ Mariotti SP 2012).

Die jährliche Anzahl an Katarakt-Operationen pro einer Million Einwohner eines Landes kann man als „Cataract Surgery Rate (CSR) wiedergeben (www.who.int/blindness/data_maps/CSR_EURO_2004.jpg, Stand 19.12.14).

Die CSR für Industrieländer lag zum Beispiel für das Jahr 2004 bei über 4000, in Indien bei etwa 3000 und in Entwicklungsländern mit sehr schlechter medizinischer Versorgung bei zum Teil nur 200 (http://www.who.int/2010blindness/data_maps/CSR_WORLD_2004.jpg, Stand 19.12.14)). Wie bereits in der Einleitung beschrieben kann man in Deutschland nach Hochrechnung der durch BDOC, BVA und DGfO gemachten jährlichen Umfrage davon ausgehen, dass etwa 800.000 Katarakt-Operationen durchgeführt werden. Die Katarakt-Operation ist somit der häufigste Eingriff in der Ophthalmochirurgie (Wenzel et al 2011).

5.2.1 Angeborene (kongenitale) Katarakt

Die kongenitale Katarakt kommt bei etwa 3 von 10.000 Lebendgeburten vor. Sie kann sich auch erst im Laufe des ersten Lebensjahres entwickeln und einseitig als auch beidseitig vorkommen. Ursachen sind chromosomale Anomalien (z.B. Down-Syndrom), anatomische Anomalien des Auges (z.B. Aniridie), Stoffwechselerkrankungen (z.B. Galaktosämie) oder pränatale Infektionen (z.B. Röteln, Mumps, Hepatitis) (Kanski 2004, S.183-186; Lang 2000, S.187-189).

5.2.2 Erworbene Katarakt

Über 99% aller Katarakte sind erworbene Formen, wobei die Cataracta senilis (Altersstar) über 90% aller Katarakte ausmacht. Daneben kann sich eine Katarakt auch im präsenilen Alter entwickeln. Es gibt prädisponierende Faktoren bei Allgemeinerkrankungen bzw. Stoffwechselerkrankungen. Dazu gehören als Beispiel Diabetes mellitus, Morbus Wilson oder andere Speicherkrankheiten. Auch Hautkrankheiten wie eine Neurodermitis können mit einer Katarakt vergesellschaftet sein. Am Auge selbst gibt es ebenfalls

kataraktfördernde Erkrankungen, insbesondere entzündlicher Art wie eine Iridozyklitis, Retinitis pigmentosa oder Vaskulitis. Schlussendlich können auch Verletzungen des Auges wie eine Contusio bulbi und Medikamenteneinnahmen, insbesondere kortisonhaltiger Art, zu einer Katarakt führen (Lang 2000, S.176; Kanski 2004, S.163-168).

5.2.3 Einteilung nach morphologischen Gesichtspunkten

Einteilung nach hauptsächlich getrübter Linsenschicht:

Je nachdem, welche Schicht der Linse in erster Linie getrübt ist, spricht man von einer nuklären, kortikalen, subkapsulären, oder kapsulären Katarakt. Mischformen kommen auch vor (Lang 2000, S.178).

Einteilung nach Reifestadium:

Bei dieser Einteilung wird der Ausprägungsgrad der Linsentrübung beschrieben:

1. Cataracta incipiens: leichte Katarakt, subjektiv oft noch keine Sehbeschwerden für den Betroffenen
2. Cataracta protracta/immatūra: fortgeschrittene Katarakt, meist schon subjektive Sehbeschwerden für den Betroffenen
3. Cataracta matura: komplette Trübung der Linse, nur noch Wahrnehmung von Handbewegungen möglich
4. Cataracta hypermatura: komplette Trübung der Linse mit beginnender Verflüssigung des Linsenkerns (Lang 2000 , S.177)

Die einzige Therapiemöglichkeit der Katarakt ist die Operation (Kanski 2004, S.168).

6 Geschichte der Kataraktchirurgie

Geschichtlich lässt sich zurückverfolgen, dass wahrscheinlich bereits vor mehr als 2000 Jahren Kataraktoperationen im Sinne des sogenannten Star-Stichs durchgeführt worden sind. Detaillierte Beschreibungen von Augenerkrankungen und des „Star-Stichs“ gehen auch auf Sustra zurück. Sustra war ein indischer Arzt. Man schätzt, dass er in der Zeit zwischen 600 bis 1000 vor Christi gelebt hat. Er beschrieb in seinen Sanskrit-Schriften viele Augenleiden, unter anderem auch die Katarakt. Des Weiteren hat er Operationstechniken als auch Operationsinstrumente beschrieben (Raju 2003). In einer Veröffentlichung im British Journal of Ophthalmology von 1979 beschreiben Roy et al., dass zu Zeiten von Sustra die Operationsmethodik möglicherweise schon mehr an eine Linsenextraktion angelehnt war als nur dem bloßem Star-Stich, (Roy et al 1979) also dem Versenken der Augenlinse in das Innere des Auges.

Im ersten Jahrhundert nach Christi lebte der Römer Aulus Cornelius Celsus. Er war ein Wissens-Sammler, welcher sich im großen Maße um das Sammeln und Ordnen des damaligen Heilwissens verdient gemacht hat. Auch er beschrieb die Vorgehensweise des Starstichs (Jetter 1991, S.96)

Viele Jahrhunderte später, genaugenommen 1745, wurde die erste geschichtlich belegte Kataraktoperation mit Explantation der Linse durchgeführt. Dem königlichen Hofokulisten von Paris und späteren „chirurgien ordinaire du roi“ (Jetter 1991, S.283) Jacques Daviel, misslang der Star-Stich an einem Patienten.

Die Linse ließ sich nicht in das Augeninnere versenken und so entschied Daviel, die Linse aus dem Auge zu entfernen (Obuchowska/Mariak 2005).

7 Kataraktchirurgie in der heutigen Zeit

7.1 Operationsplanung und -vorbereitung

Bevor es zum kataraktchirurgischen Eingriff an sich kommt, muss eine Operationsplanung und -vorbereitung stattfinden. Dies beinhaltet die Indikationsstellung, die Entscheidung des Patienten zur OP sowie präoperative Untersuchungen internistischer, anästhesiologischer als auch ophthalmologischer Art.

1. Indikationsstellung

Liegt eine Katarakt vor, so muss diese nicht unmittelbar operiert werden. Vielmehr hängt die Indikation zur OP davon ab, ob der Patient beeinträchtigt ist oder nicht. Da das eine relative und subjektive Beurteilung ist kann man festhalten, dass eine Indikation zur Operation vorliegt, wenn der Patient seine täglichen, essentiellen Tätigkeiten nicht mehr oder nur noch eingeschränkt durchführen kann. Das gilt auch bezogen auf berufliche oder verkehrsteilnehmende Anforderungen.

Eine wirkliche medizinische Indikation liegt vor, wenn das Auge bzw. die Gesundheit des Auges durch die Katarakt bedroht ist. Das kann der Fall sein, wenn es sich um eine sehr weit fortgeschrittene Katarakt handelt. Durch Linsenverflüssigung kann es dann zur Entzündung im Auge oder zu einem Augendruckanfall (Glaukomanfall) kommen. Des Weiteren sollte die Katarakt operiert werden, wenn sie verhindert, Augenerkrankungen des Hinterabschnitts wie zum Beispiel die altersbedingte Makuladegeneration oder die diabetische Retinopathie zu beurteilen und zu behandeln (Dick/Schwenn 2007, S.714-718; Kanski 2004, S.168-170).

2. Entscheidung des Patienten

Nach ausführlicher Aufklärung über individuelles Risiko und über individuellen Nutzen der OP bedarf es der schriftlichen Einwilligung des Patienten. In dieser müssen auch die individuellen Risiken vermerkt sein.

3. Internistische und anästhesiologische Voruntersuchungen

Hat sich der Patient zur Operation entschieden, folgt eine hausärztliche/internistische und eine anästhesiologische Untersuchung zur Erhebung des aktuellen allgemeinmedizinischen Status. So wird geklärt, ob der Patient ambulant operiert werden kann oder ob er stationär operiert werden muß. Desweiteren wird über die Voruntersuchung geklärt, welche Narkoseform für den Patienten sinnvoll und möglich ist. Zur Auswahl stehen die topische Anästhesie mittels Oberflächenbetäubung des Auges mit Augentropfen/Augengel mit oder ohne supplementäre intrakameral-Anästhesie, die sogenannte Subtenon-Anästhesie (Peribulbäranästhesie mit einer stumpfen Kanüle durch eine kleine Bindehautinzision), die herkömmliche Peri- oder Retrobulbäranästhesie (Injektion eines Lokalanästhetikums hinter das Auge) oder die Vollnarkose (Dick/Schwenn 2007, S.714-718; Kanski 2004, S.168-170).

4. Ophthalmologische Voruntersuchungen

Es sollten immer beide Augen untersucht werden. Zunächst erfolgt die Bestimmung der bestmöglichen Sehschärfe für die Ferne und die Nähe. Die weitere Untersuchung und Begutachtung soll anatomische Besonderheiten und/oder entzündliche oder strukturelle Veränderungen aufdecken. Zunächst wird die Inspektion der Augenanhangsgebilde (Augenlider) zum Ausschluß entzündlicher oder anatomischer Auffälligkeiten durchgeführt. Dann folgt die spaltlampe-mikroskopische Untersuchung des vorderen Augenabschnitts. Auch hier sollen die Strukturen (Bindehaut, Hornhaut, Vorderkammer, Iris, Linse) im Einzelnen und die Anatomie im Ganzen untersucht werden. Als nächstes folgt eine Augeninnendruckmessung. Zur genauen Beurteilung des hinteren Augenabschnittes muss eine Erweiterung der Pupille erfolgen. Erst dann ist es möglich, die Netzhaut auf Erkrankungen und Auffälligkeiten zu untersuchen (Dick/Schwenn 2007, S.714-718); Kanski 2004, S.168-170).

Nach dieser klinischen Untersuchung des Auges wird eine Vermessung des Auges durchgeführt. Diese sogenannte Biometrie dient der Erfassung bestimmter Augenparameter, welche zur Berechnung der Intraokularlinse (IOL) notwendig sind. Es gibt hierbei zwei Verfahren:

1. Ultraschallbiometrie:

Eine Ultraschallsonde mit konkaver Kontaktfläche des Schallkopfes wird nach Gabe eines lokalanästhetischen Tropfens ohne Druck so auf die Hornhautoberfläche gehalten, dass der Schallkopf den Hornhautscheitelpunkt berührt und die Ultraschallsonde horizontal gehalten wird. Durch parallelen Schallstrahl wird dann die Achslänge des Auges bestimmt. Diese Meßmethode erfordert etwas mehr Übung als die Durchführung einer Laserinterferenzbiometrie.

2. Laserinterferenzbiometrie

Bei diesem Verfahren wird das Auge, vielmehr der Abstand von Hornhaut zu Netzhaut, mittels Infrarotlicht aus einer Laserdiode vermessen. Vorteil dieser Methode ist nicht nur die Berührungsfreiheit (keine Gefahr einer Hornhautverletzung oder –infektion) während der Messung und die gute Reproduzierbarkeit der Messergebnisse, sondern eine höhere Genauigkeit, weil die Messung koaxial mit dem Fixationpunkt verläuft. Die Laserinterferenzbiometrie kann die Ultraschallbiometrie jedoch nicht gänzlich ersetzen, da sie eingeschränkt durchführbar ist, zum Beispiel bei Vorhandensein von Hornhautnarben oder sehr dichten Katarakten (Werdermann 2007, S.1131-1133; Kanski JJ 2004, S.169).

7.2 Operationstechniken

Zur Kataraktextraktion gibt es zwei grundlegende Operationstechniken, die intrakapsuläre Kataraktextraktion (ICCE) und die extrakapsuläre Kataraktextraktion (ECCE).

7.2.1 Intrakapsuläre Kataraktextraktion (ICCE)

In den Industrieländern war bis Anfang der 1980er Jahre dies die operative Vorgehensweise der Wahl. Hierbei wird das Auge über einen großen Schnitt entlang der oberen Hornhaut-Zirkumferenz eröffnet (korneoskleraler Zugang über 120 Grad) (Burk/Burk 2005, S.474). Die Linse wird als Ganzes in ihrer Kapsel (intrakapsulär) mit einer Kältesonde angefroren und so über den korneoskleralen Schnitt aus dem Auge herausgezogen (Lang 2000, S.193). Die Zonulafasern, über welche die Linse mit dem Ziliarkörper verbunden ist, können

mit einem Enzym (Alpha-Chymotrypsin) vorbehandelt werden, um eine bessere Lösbarkeit der Linse von ihrem Halteapparat zu erzielen (Burk/Burk 2005, S.474). Vorteile dieser Vorgehensweise sind die einfachere Durchführung ohne spezielles Instrumentarium sowie niedrigere Kosten. Die Erfolgsrate ist vertretbar hoch, so dass aufgrund der genannten Vorteile diese Operationsweise heutzutage weiterhin in einigen wenigen Entwicklungsländern, jedoch nicht mehr in den Industrieländern angewandt wird (Dick/Schwenn 2007, S.717).

Nachteile dieser Vorgehensweise sind die höhere Komplikationsrate und die längere Wundheilung aufgrund der großen OP-Schnitte als bei einer ECCE. Desweiteren ist das Risiko einer Netzhautablösung von 2-3% gegenüber der Rate in Höhe von 0,1-0,2% bei einer extrakapsulären Kataraktextraktion (ECCE) deutlich höher (Lang 2000, S.193-194). Auch das häufigere Vorkommen operativ bedingter Hornhautverkrümmungen als auch das häufigere Auftreten von zystoiden Makulaödemem postoperativ sind Nachteile dieser Operationsmethode (Dick/Schwenn 2007, S.718).

7.2.2 Extrakapsuläre Kataraktextraktion (ECCE)

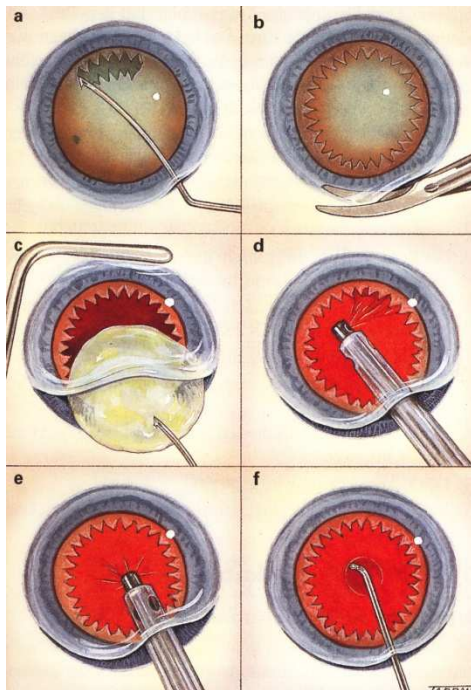


Abb. 7.1: ECCE 1, Kanski 2004, Klinische Ophthalmologie, Urban & Fischer, 5. Auflage, S.171; mit freundlicher Genehmigung des Elsevier-Verlages

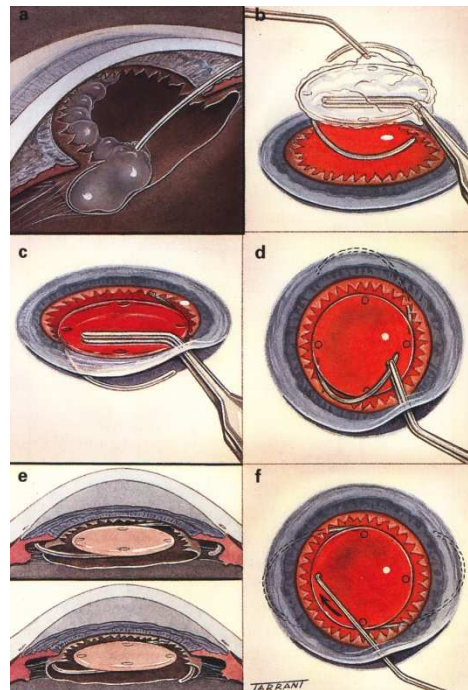


Abb. 7.2: ECCE 2, Kanski 2004, Klinische Ophthalmologie, Urban & Fischer, 5. Auflage, S.171; mit freundlicher Genehmigung des Elsevier-Verlages

Bei der extrakapsulären Kataraktextraktion wird das Auge ebenfalls über einen großen Schnitt am Übergang Hornhaut/Bindehaut eröffnet. Die Schnittgrößen reichen auch hier bis zu 120°. Zur Stabilisierung der Augenvorderkammer, zum Schutz des Endothels als auch zur sicheren Durchführung der Kapsulorhexis wird eine viskoelastische Substanz in die Vorderkammer injiziert. Dann folgt die Eröffnung der Linsenkapsel (Kapsulotomie) mit einer Pinzette. Anschließend wird eine radiäre Kapsulorhexis durchgeführt, so dass das vordere Blatt der Linsenkapsel kreisrund eröffnet ist, siehe Abbildung 7.1a und b.

Es folgt die Hydrodissektion. Das bedeutet, dass sich unter Positionieren einer speziellen Kanüle zwischen Linsenkern und Linsenkapsel und anschließender Injektion von BSS® oder BSS plus® (balanced salt solution) an dieser Stelle der Linsenkern von der Linsenkapsel trennt). Im Anschluss wird der gelöste Linsenkern durch Druck und Manipulation sowie ggfs. durch eine Schlinge aus seiner Position herausexprimiert und über den Operationsschnitt aus dem Auge gezogen (Abb. 7.1c). Die noch vorhandene Linsenrinde wird mit einer Saug-

Spül-Kanüle von der Kapsel gelöst und abgesaugt. Im weiteren Schritt muss das hintere Linsenkapselblatt poliert werden. Dies ist nötig, um hier noch anhaftende Linsenepithelzellen soweit wie möglich zu entfernen, weil somit die Entstehungsrate eines Nachstars verringert wird (Abb. 7.1d-f). Zur Stabilisierung kann jetzt optional erneut eine viskoleastische Substanz in die Vorderkammer und in den „leeren“ Kapselsack injiziert werden (Abb. 7.2a). Die Intraokularlinse, in diesem Falle bei regelhaften OP-Verlauf vom Typ einer Hinterkammerlinse, kann nun implantiert werden. Dazu bedient man sich einer Pinzette, mit welcher die Linse an ihrer Optik gefasst wird und über die Vorderkammer und an der Iris vorbei in den Kapselsack geschoben wird (Abb. 7.2b-f) (Lang 2000, S.194-195; Dick/Schwenn 2007, S.719-722; Kanski 2004, S.170-172).

Wie bereits unter 7.2.1 beschrieben ist diese operative Vorgehensweise eleganter und weniger traumatisch, bedeutet aber auch einen höheren technischen und finanziellen Aufwand sowie eine längere Ausbildungszeit des Chirurgen.

7.2.3 ECCE mittels Phakoemulsifikation

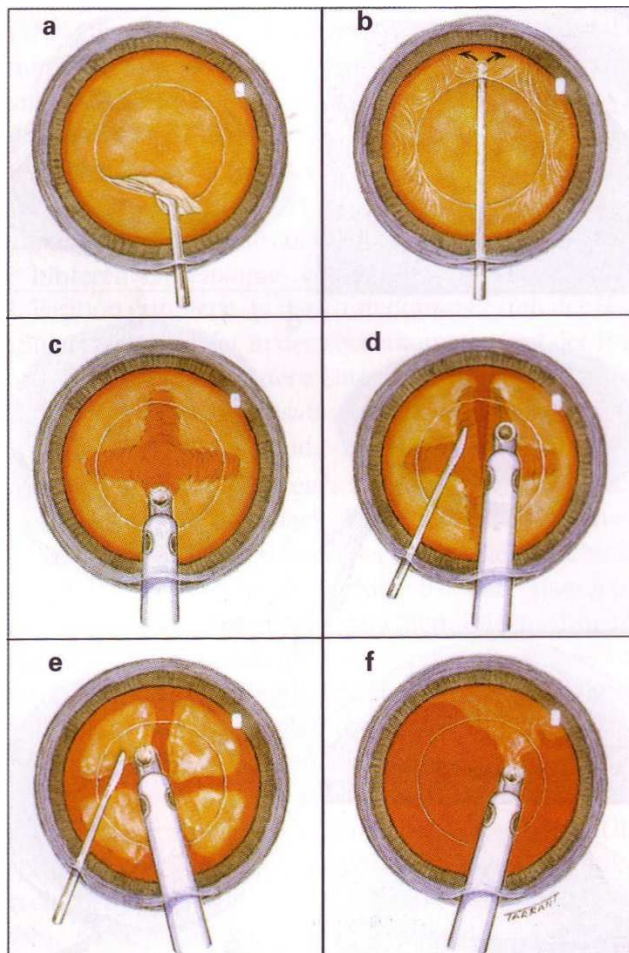


Abb. 7.3: ECCE mittels Phakoemulsifikation, „Divide-and-conquer-Technik“, Kanski 2004, Klinische Ophthalmologie, Urban & Fischer, 5. Auflage, S. 170-172; mit freundlicher Genehmigung des Elsevier-Verlages

Der Begriff Phakoemulsifikation beschreibt, dass der Linsenkern mit einer Hochfrequenz-Ultraschallsonde durch die entstehende Ultraschall-Energie zerkleinert wird. Diese spezielle Ultraschall-Sonde sorgt dafür, dass die operativen Schnitte am Auge deutlich kleiner gemacht werden können als bei einer herkömmlichen ECCE. Es werden drei limbusnahe kleine tunnelartige Inzisionen in die Hornhaut angelegt (nasal, temporal, superior). Diese Inzisionen können als „inverser Tunnelschnitt“ oder als „Clear-cornea-Inzision“ angelegt werden. Die kleine Schnittbreite von nur 2,2 bis 2,8 Millimetern und die Schnittart führen dazu, dass keine Wundnaht erforderlich wird sondern dass die OP-Zugangswege selbstabdichtend sind. Nun folgen die nächsten Schritte einer ECCE. Nach der Kapsulorhexis (Abb. 7.3a) und der Hydrodissektion (Abb.

7.3b) kommt die Phakoemulsifikations-Sonde zum Einsatz. Es wird bimanuell gearbeitet. Das bedeutet, die Phakoemulsifikations-Sonde wird über einen seitlichen OP-Zugangsweg in das Auge eingeführt und auf der gegenüberliegenden Seite werden unterschiedliche Hilfsinstrumente eingeführt (Pinzette, Saug-Spül-Kanüle, Kanüle zwecks Injektion der viskoelastischen Substanz). Mit dieser bimanuellen Arbeitsweise hat man eine stabilere Operationssituation.

Die gängigsten Methoden der Phakoemulsifikation lassen sich in drei Gruppen einteilen.

1. Phakoemulsifikation in der Vorderkammer

Der gelöste Linsenkern wird aus seiner Position in der Linsenkapsel durch die Öffnung im vorderen Linsenkapselblatt (Kapsulorhexis) in die Vorderkammer gebracht. Dort findet die Phakoemulsifikation statt. Diese Vorgehensweise ist einhändig machbar. Nachteil ist jedoch der verstärkte Hornhautendothelkontakt mit der Linse als auch mit den Instrumenten. Der Endothelzellverlust ist trotz Einsatz von viskoelastischen Substanzen höher und die Gefahr des Einreißen der Vorderkapsel der Linse durch den in die Vorderkammer gezogenen Linsenkern ist höher, sodass diese Vorgehensweise eher selten praktiziert wird.

2. Phakoemulsifikation in der Irisebene

Hier wird bimanuell gearbeitet. Der gelöste Kern wird mittels Spatel gehalten bzw. rotiert und dem Phako-Tip (Spitze der Phakoemulsifikations-Sonde) zugewandt. So wird der Kern Stück für Stück zertrümmert. Durch mehr Abstand zum Hornhautendothel kommt es bei zuverlässiger Durchführung dieser Methode kaum zu vermehrten Endothelzellverlust.

3. Phakoemulsifikation in der Hinterkammer

Die „Divide-and-conquer-Technik“ ist die am häufigsten angewandte Variante zur Aufarbeitung des Linsenkerns. Der gelöste und im Bett der Linsenrinde befindliche Kern wird mittels Phakoemulsifikations-Sonde so bearbeitet, dass oberflächlich eine Rinne entsteht. Nach Drehung des Kerns um 90° mittels Spatel (bimanuelles Arbeiten) wird eine zweite Rinne in den Kern „modelliert“, sodass eine kreuzförmige Einkerbung entsteht (Abb. 7.3c).

Diese angedeuteten vier Kernteile werden nun durch Kraftausübung in entgegengesetzte Richtungen mittels Spatel und Phako-Tip in vier Kernfragmente geteilt. Die so entstandenen Kernteile werden hintereinander emulsifiziert und abgesaugt (Abb. 7.3 d-f) (Kanski 2004, S.170-172; Dick/Schwenn 2007, S.724).

7.3 Vor- und Nachteile der genannten Operationstechniken

Vorteile der ICCE sind die einfachere Durchführung ohne spezielles Instrumentarium wie des Phakoemulsifikations-Gerätes sowie niedrigere Operationskosten. Die Erfolgsrate ist so vertretbar hoch, dass diese Operationsweise heutzutage weiterhin in einigen Entwicklungsländern, jedoch nicht mehr in den Industrieländern angewandt wird (Dick/Schwenn 2007, S.717). Nachteile der ICCE sind die höhere Komplikationsrate und die längere Wundheilung aufgrund der größeren OP-Schnitte als bei einer ECCE. Das Risiko einer Netzhautablösung beträgt 2-3% gegenüber der Rate von 0,1-0,2% bei einer extrakapsulären Kataraktextraktion (ECCE) (Lang 2000, S.193-194).

Auch das häufigere Vorkommen operativ bedingter Hornhautverkrümmungen als auch das häufigere Auftreten von zystoiden Makulaödemem sind Nachteile dieser Operationsmethode und kommen bei der ECCE deutlich seltener vor (Dick/Schwenn 2007, S.718).

Die ECCE mittels Phakoemulsifikation ist in den Industrienationen die Operationsmethode der Wahl. Die kleinen Inzisionen sind weniger traumatisch, die Wundheilung ist kürzer, die Visusrehabilitation ist schneller erreicht. Aufgrund der anatomischen Aufrechterhaltung von Vorderabschnitt und Hinterabschnitt des Auges sind die anatomischen Verhältnisse stabiler und es kommt sowohl intraoperativ zu weniger Komplikationen (z.B. Irisprolaps oder expulsive Blutung) als auch postoperativ.

Nachteil der ECCE ist-wie bereits erwähnt-der größere technische und finanzielle Aufwand (Dick/Schwenn 2007, S.718). Des Weiteren kommt es zwischen Monaten und Jahren nach der ECCE zur Ausbildung des Nachstars. Hierbei vermehren sich Linsenepithelzellen auf dem hinteren Blatt der Linsenkapsel. Dies führt zu einer Eintrübung der Optik und zieht, wenn der Nachstar subjektiv stört und die Sehschärfe herabgesetzt ist, die

Nachstarentfernung mittels Laser (Kapsulotomie mittels YAG-Laser) nach sich
(Lang 2000, S.196; Dick/Schwenn 2007, S.718).

8 Intraokularlinsen:

Wenngleich es Fortschritte in der Kataraktchirurgie schon vor Jahrhunderten gab werden künstliche Intraokularlinsen als Ersatz für die entfernte natürliche Linse erst seit Mitte des letzten Jahrhunderts in das Auge implantiert (Auffarth/Apple 2001).

Der Ophthalmologe Sir Harold Ridley setzte am 29. November 1949 im St. Thomas Hospital in London die erste künstliche Intraokularlinse bei einer 45-jährigen Patientin ein. Er ist somit der Begründer der modernen Intraokularlinsen Chirurgie (Auffarth/Apple 2001).

8.1 Geschichte der Intraokularlinsen

8.1.1 Intraokularlinsen der ersten Generation

Die von Harold Ridley eingesetzte Intraokularlinse bestand aus Polymethylmethacrylat (PMMA), auch als Plexiglas bekannt. Während des Krieges behandelte er Piloten mit perforierenden Augenverletzungen, welche durch Plexiglassplinter der zertrümmerten Cockpitscheiben entstanden sind. Er beobachtete, dass die Plexiglas-Fremdkörper weitestgehend keine Reizungen im Auge bewirkten.

Bei der Ridley-Linse handelte es sich um eine Hinterkammerlinse (HKL), welche in den Kapselsack, also dorthin implantiert wurde, wo die natürliche Linse zuvor ihren Sitz hatte (Abb. 8.1 Ridley-Linse). Sie wurde von ihm selbst in über 1000 Operationen implantiert. Problematisch zu der Zeit waren die noch groben Operationstechniken als auch die Verankerung der Linse, sodass es sich noch um große OP-Traumata handelte und die künstlichen Linsen oft luxierten.

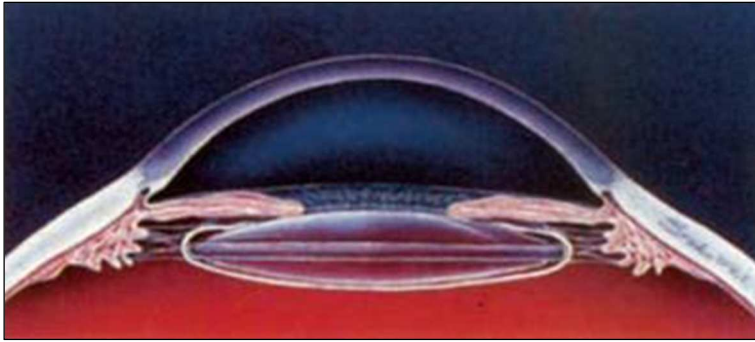


Abb. 8.1: schematische Darstellung der implantierten Ridley-Linse aus Auffarth G U, Apple D J (2001) Der Ophthalmologe 98:1017–1028; mit freundlicher Genehmigung des Springer-Verlages

8.1.2 Intraokularlinsen der zweiten Generation

Etwa zwischen 1950 und Anfang der 1960er Jahre kam es zur Modifizierung der HKL von Ridley. Erste Vorderkammerlinsen (VKL) wurden entwickelt. Diese sollten einen besseren Halt erzielen als die HKL von Ridley. Die VKL's fanden im Kammerwinkel ihren Halt, waren leichter einzusetzen und konnten sowohl nach extra- als auch nach intrakapsulärer Operationstechnik eingesetzt werden. (Abb. 8.2)

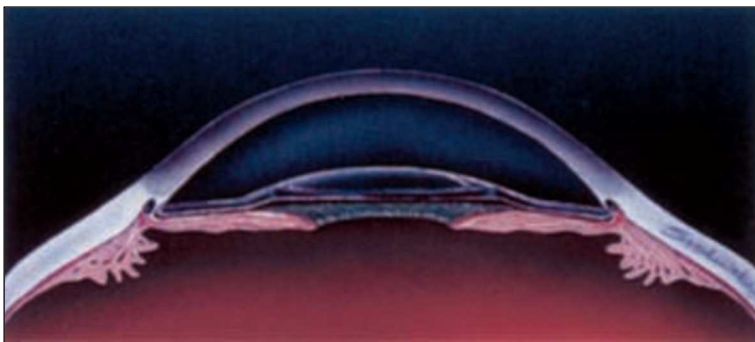


Abb. 8.2: schematische Darstellung einer implantierten VKL aus Auffarth G U, Apple D J (2001) Der Ophthalmologe 98:1017–1028; mit freundlicher Genehmigung des Springer-Verlages

Es gab starre oder semistarre VKL's (zum Beispiel nach Baron, Scharf, Strampelli) als auch flexible oder semiflexible Typen (u.a. nach Dannheim, Lieb, Schreck).

Über die Zeit erkannte man die wesentlichen Nachteile dieser IOL-Form. Die Lage in der Vorderkammer und die Stützung im Kammerwinkel bewirkten entzündliche und erosive Reaktionen des uvealen Gewebes. Des Weiteren kam es häufig zu Hornhautdekompensationen durch Schädigung des Hornhautendothels (Auffarth/Apple 2001).

8.1.3 Intraokularlinsen der dritten Generation

1953 gab es bereits alternative Ideen zur Intraokularlinsenfixation. In dem Jahr setzte Epstein die erste irisfixierte Intraokularlinse ein. Auch der Ophthalmochirurg Binkhorst entwickelte verschiedene irisfixierte bzw. auch iridokapsulär fixierte Linsentypen Ende der Fünfziger bis Anfang der sechziger Jahre.

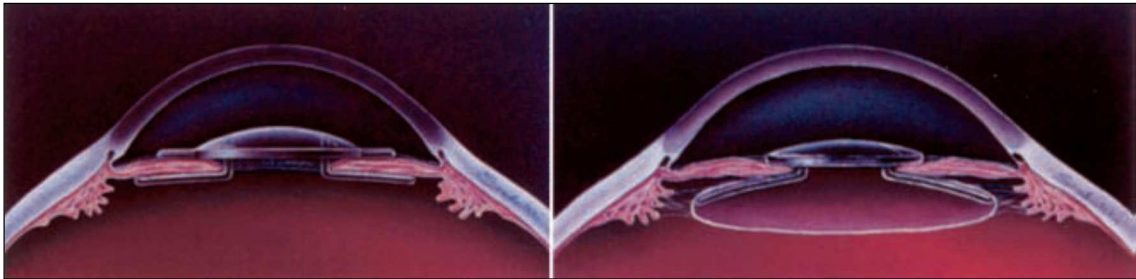


Abb. 8.3: schematische Darstellung einer irisfixierten (links) und iridokapsulär fixierten (rechts) VKL nach Binkhorst aus Auffarth G U, Apple D J (2001) Der Ophthalmologe 98:1017–1028; mit freundlicher Genehmigung des Springer-Verlages

Man experimentierte mit Befestigungen an der Iris mittels Naht als auch mittels „Einklemmung“ durch Klip-Mechanismen. Aber auch hier kamen die Intraokularlinsen-Pioniere an ihre Grenzen. Das Irisgewebe wurde dauerhaft zerstört, es kam zu sogenannten Pigmentdispersionsglaukomen und weiterhin zu Schädigungen des Hornhautendothels (Auffarth/Apple 2001).

8.1.4 Intraokularlinsen der vierten Generation

Unter der vierten Generation der Intraokularlinsen lassen sich Weiterentwicklungen der Sechziger, Siebziger und Achtziger Jahre zusammenfassen. Aus Optimierung von Material, Design, Größe, Haptik sowie verbesserten Herstellungsverfahren entstanden mannigfaltige Typen von Vorderkammerlinsen und irisbefestigten Linsen (Auffarth/Apple 2001).

8.1.5 Intraokularlinsen der fünften Generation

Ab Mitte der Siebziger Jahre ist es verstärkt zur Entwicklung von Hinterkammerlinsen gekommen. Zum einen flossen hier die Ideen der iridokapsulären Fixation vorhandener VKL's ein, zum anderen war es die Reaktion auf die sich weiterentwickelnden Operationstechniken. Seit den achtziger Jahren wurde die ICCE-Technik immer mehr von der ECCE-Technik verdrängt. Außerdem führten die Entfernung der Augenlinse mittels

Phakoemulsifikation und Entwicklung der Kapsulorhexis immer mehr zu Hinterkammerlinsen-Implantation in die Linsenkapsel als prädestinierten Ort für einen guten und sicheren Halt der Intraokularlinse.

Zu dieser fünften Generation gehören auch Linsen aus neueren Materialien. Aus den stabilen „harten“ Intraokularlinsen aus PMMA mit verschiedensten Prolene-Haptiken entstand in den achtziger Jahren die erste einstückige PMMA-Linse. Daneben wurden „weiche“ Linsen entwickelt. Hauptmaterialien dieser Linsen waren Silikon und Hydrogel. Der Vorteil dieser weichen Linsen war ihre Faltbarkeit, sodass die Operations-Schnitte zunehmend kleiner gestaltet werden konnten.

Als dritte Linsensubspezies kann man die ersten experimentellen bi- oder multifokalen Intraokularlinsen in diese Generation aufnehmen (Auffarth/Apple 2001).

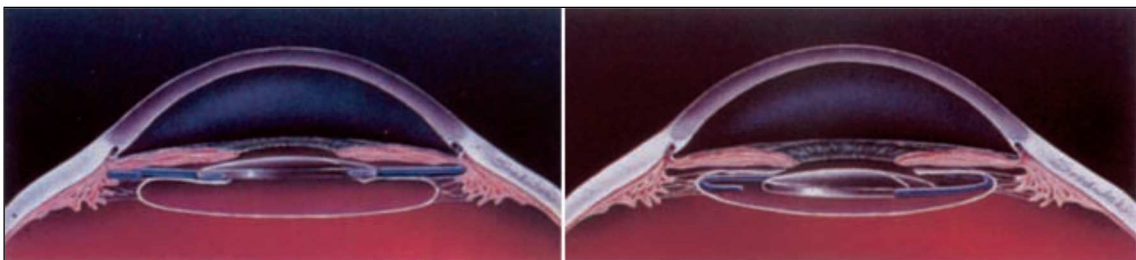


Abb. 8.4: schematische Darstellung implantierter Hinterkammerlinsen, sulkusgestützt (links), kapselsackgestützt (rechts) aus Auffarth G U, Apple D J (2001) Der Ophthalmologe 98:1017–1028; mit freundlicher Genehmigung des Springer-Verlages

8.1.6 Intraokularlinsen der sechsten Generation

Bei den Intraokularlinsen der sechsten Generation ist man in der gegenwärtigen Zeit angelangt. Die Auswahl der heutzutage implantierbaren Intraokularlinsen ist so groß und speziell geworden, dass die Einteilungskriterien der ersten Generationen nicht mehr ausreichen. Vielmehr spielt nicht nur der präoperative Kataraktbefund eine Rolle bei der Linsenauswahl; auch der Patientenwunsch und die postoperativen Ansprüche und Erwartungen des Patienten spielen eine Rolle, welche Intraokularlinse individuell die Richtige ist (Auffarth/Apple 2001; Dick 2007, S.859-862).

Man kann die Intraokularlinsen der gegenwärtigen Generation drei Bereichen zuordnen:

1. Linsenauswahl für die Standard-Kataraktchirurgie

Bei einer Standard-Operation der senilen Katarakt kommen fast immer monofokale Standardlinsen zum Einsatz. Diese sind ein- oder dreistückige harte PMMA-Hinterkammerlinsen oder weiche, faltbare Silikon-, Hydrogel-, Acylat- oder Methacrylat-Hinterkammerlinsen. Die Linsen können auch eine Oberflächenbeschichtung aufweisen, z.B. mittels Heparin, um so eine bessere Verträglichkeit als auch eine verminderte IOL-induzierte Entzündungsreaktion zu erzielen (Auffarth/Apple 2001; Dick 2007, S.859-862).

Des Weiteren werden viele Intraokularlinsentypen mit einem Filter angeboten. Es handelt sich um einen UV-Filter-Zusatz, welcher ultraviolette und blaues Licht im Wellenlängenbereich von 400-470nm adsorbiert. Dies soll sich protektiv auf bestimmte Formen der altersbedingten Makuladegeneration auswirken, da oxidative Prozesse, welche durch die Energie des violett-blauen Lichtes ausgelöst werden, an der Pathogenese der Makuladegeneration beteiligt sein sollen (Dick 2007, S.859-862). Wenngleich die theoretische Grundlage vorhanden ist, konnte ein klinischer Nachweis bisher nicht erbracht werden.

Die in dieser Studie verwendete CT Asphina 409 MV ist mit solch einem Filter versehen-im Gegensatz zu der ebenfalls verwendeten CT Asphina 409 M.

Es gibt jedoch Anzeichen, dass die Intraokularlinsen mit Filter dazu führen, dass es zu verminderten Farb- und Kontrastsehen unter mesopischen Lichtverhältnissen (Dämmerungssehen) kommen könnte. In einer Studie von Wenzel E et al. untersuchte spezielle photochromatische Intraokularlinsen, also Linsen, welche bei photopischen Lichtverhältnissen (Tageslicht-Sehen) gelb sind und bei mesopischen Lichtverhältnissen transparent sind. Hier zeichnete sich ein Trend ab, dass Patienten bei welchen die photochromatische Linse eingesetzt wurde ein besseres mesopische Sehen hatten als Patienten mit Einsatz einer gelben Filter-Linse (Wenzl et al. 2009).

2. Linsenauswahl bei komplizierter Kataraktchirurgie

Bei komplizierten Eingriffen oder bei anatomischen Besonderheiten kommen-wenn eine Standard-HKL nicht zu implantieren ist - auch speziellere Linsen zum

Einsatz. Dies können zum Beispiel Aniridie-Linsen oder größenangepasste Linsen für Kinder sein (Auffarth/Apple 2001).

3. Linsenauswahl bei refraktiver Intraokularlinsenchirurgie

Nicht nur die Sehverbesserung durch das bloße Entfernen der Katarakt ist heutzutage das Ziel der Operation, auch der Wunsch nach postoperativer Brillenfreiheit wird immer häufiger. Somit eröffnet sich das Feld der verschiedensten Bi- oder Multifokal-Linsen. Auch torische Linsen, welche höhergradige, präoperative Astigmatismen ausgleichen können, kommen vermehrt zum Einsatz (Auffarth/Apple 2001).

8.2 Artenvielfalt und Design der Intraokularlinsen

Intraokularlinsen gibt es als:

1. Hinterkammerlinse (HKL): sie wird hinter die Iris implantiert, entweder kapselsackgestützt oder sulcusgestützt
2. Vorderkammerlinse (VKL): sie wird vor die Iris in die Vorderkammer implantiert, entweder kammerwinkelgestützt oder irisfixiert (durch Naht oder durch „Klauen“).

Eine Intraokularlinse besteht aus zwei Anteilen. Die Optik dient dem Refraktionsausgleich. Sie kann zum Beispiel monofokal, bifokal, multifokal oder torisch gestaltet sein. Auch Design-Details wie eine scharfkantige Randgestaltung der Optik sind wichtig. Hat die Optik einer Linse eine scharfkantige Randgestaltung, liegt sie der Hinterkapsel an und überdeckt die Vorderkapsel zirkulär die Optik, so ist die Entstehung des sogenannten Nachstars deutlich reduziert. Auch optische Stör-Phänomene müssen durch entsprechendes Design so minimal wie möglich gehalten werden.

Der zweite Anteil einer Intraokularlinse besteht aus ihrer Haptik. Die Haptik dient dem Halt und der Stabilität der implantierten Linse. Auch hier gibt es Designvariationen, wie die Plattenhaptik (Abb. 8.5) oder das C-Design (Abb. 8.6).

Auf diesen beiden Abbildungen erkennt man auch, dass es ein- und dreiteilige Intraokularlinsen gibt.

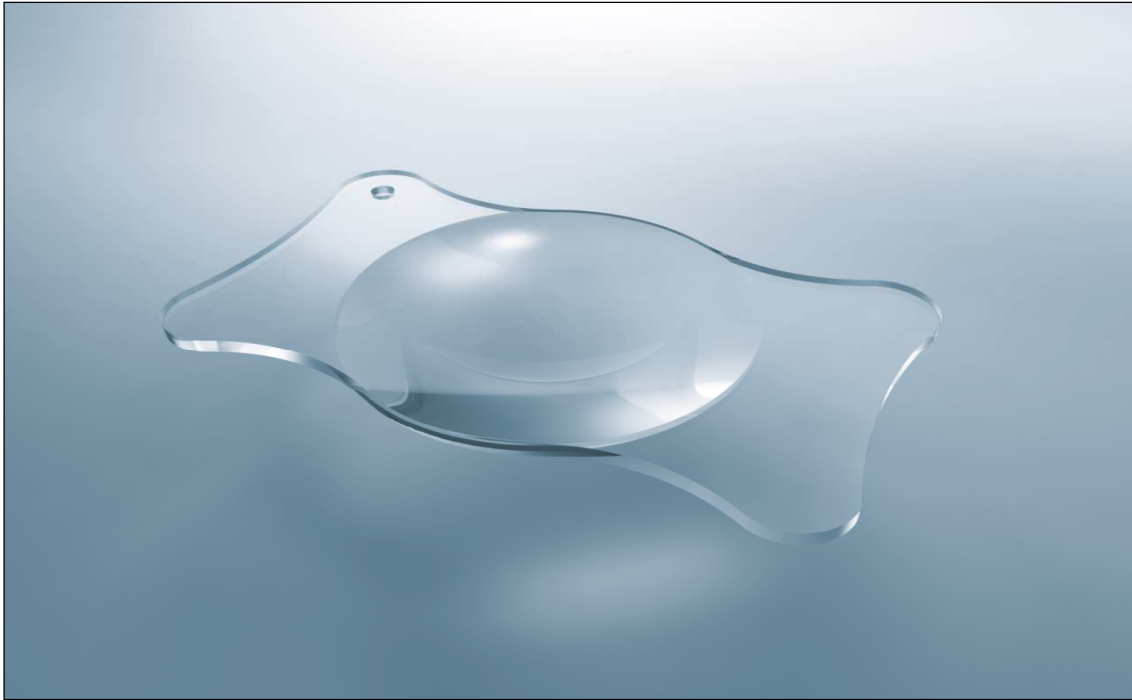


Abb. 8.5: einstückige Intraokularlinse CT-Asphina 409M mit Plattenhaptik; mit freundlicher Genehmigung der Firma Carl Zeiss Meditec

Bei den dreiteiligen IOL's können Haptik und Optik aus unterschiedlichen Kunststoffen gefertigt sein (Dick 2007, S.851-853) (siehe Abb. 8.6):

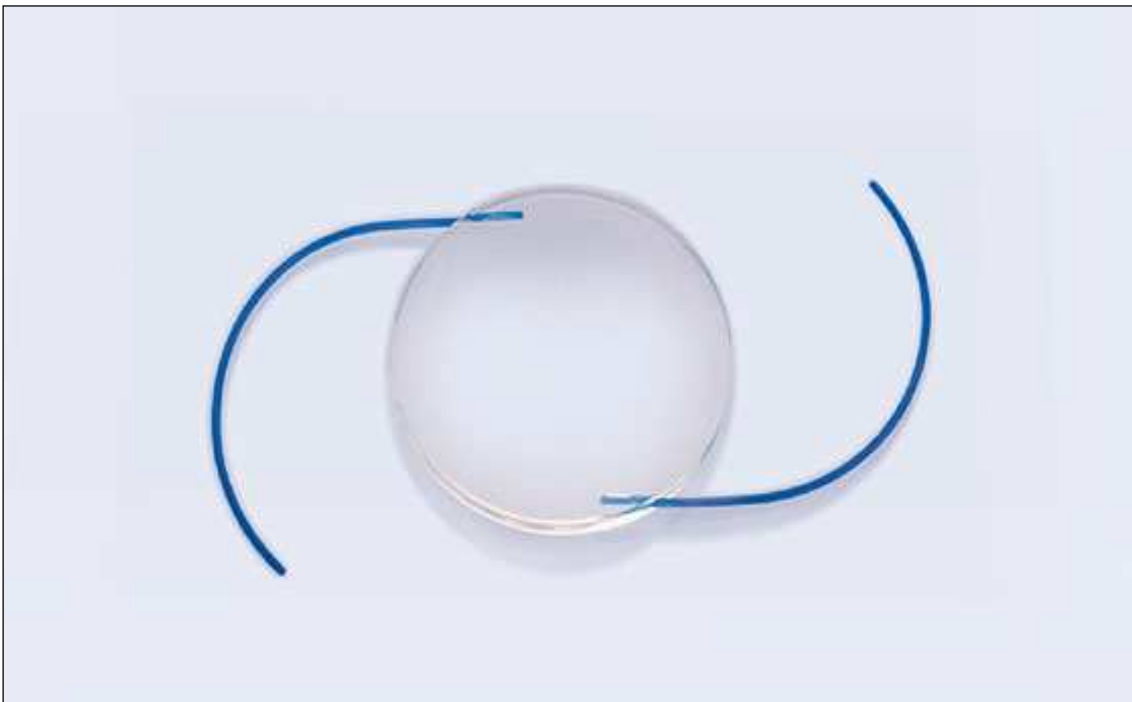


Abb. 8.6: dreistückige Intraokularlinse wefino-100 der Firma Wefis mit IOL-Haptik im C-Design; mit freundlicher Genehmigung der Firma Wefis

8.3 Material der Intraokularlinsen

Intraokularlinsen werden aus verschiedenen Kunststoffen gefertigt. Die harten Intraokularlinsen werden aus Polymethylmetacrylat (PMMA) hergestellt. Je nach Herstellungsprozess wird nieder- oder hochmolekulares PMMA verwendet. Moderne, harte Intraokularlinsen sind einstückig, wodurch bessere Stabilisation und Fixation erzielt wird (Dick 2007, S.853-854).

Der große Nachteil bei der Verwendung der harten Intraokularlinsen ist die Notwendigkeit, dass Operationsschnitte von 5-6,6mm Größe zur IOL-Implantation benötigt werden (Kanski 2004, S.170).

Weiche, moderne faltbare Intraokularlinsen werden aus Acrylaten, Silikonelastomeren oder Hydrogelen gefertigt. Dies ist auch die Reihenfolge der bevorzugten Materialverwendung (Dick 2007, S.855).

Klarer Vorteil der weichen, faltbaren Intraokularlinsen ist die Möglichkeit zur Durchführung der Kleinschnittchirurgie. Schnittbreiten von nur 1,8 bis 2,8 mm sind dadurch möglich geworden.

Alle Intraokularlinsen sind heutzutage mit einem UV-Filter versehen. Außerdem gibt es Linsen die zusätzlich ein Blaulichtanteil-Filter besitzen oder das violette Lichtspektrum herausfiltern (Dick 2007, S.856-857).

9 Viskoelastische Substanzen

Viskoelastische Substanzen bieten im Rahmen einer Kataraktoperation Schutz für das Hornhautendothel vor phakoenergetischen und mechanischen Schädigungen. Des Weiteren sorgen sie für eine stabile Aufrechterhaltung der anatomischen Räume wie der Vorderkammer und des Kapselsackes, wenn es um die Implantation der Intraokularlinse geht (Dick/Schwenn 2007, S.727; Dick et al 1999; Mardin 2010, S.460-461).

9.1 Geschichte der viskoelastischen Substanzen

Im Jahre 1934 untersuchen Karl Meyer und John W. Palmer den Glaskörper von Rinderaugen und entdeckten eine visköse und durchsichtige Substanz. Aufgrund der Transparenz dieser Substanz und dem Vorhandensein von Uronsäure kam es zur Namensgebung der Hyaluronsäure (Meyer/Palmer 1934).

Biochemisch betrachtet gehört die Hyaluronsäure zur Gruppe der Polysaccharide, speziell zur Untergruppe der Glykosaminoglykane (www.storckverlag.de/wp-content/uploads/2012/06/Fortbildung-2007-12-Hyaluronsaeure.pdf (Stand 19.12.14)).

Sowohl E.A. Balazs als auch R. Stegmann und D. Miller trieben die Forschung von Einsatzmöglichkeiten der Hyaluronsäure voran. In den 1970er Jahren und Anfang der 1980er Jahre gab es Veröffentlichungen der beiden Gruppen, in welcher der Einsatz von Hyaluronsäure in der Kataraktchirurgie propagiert wurde (Miller et al 1977), (Stegmann/Miller 1982).

Balazs meldete 1979 ein US-Patent an, zwecks Nutzung von Hyaluronsäure in der Vorderabschnittschirurgie (Balazs 1979).

Ein Jahr später, 1980, führte das Pharma-Unternehmen Pharmacia das erste Viskoelastikum zum Gebrauch in der Augenchirurgie auf der Grundlage von Balazs' Hyaluronsäure-Präparationen auf den Markt ein (Dick et al 1999).

9.2 Eigenschaften der viskoelastischen Substanzen

Aus ophthalmochirurgischer Sicht müssen viskoelastische Substanzen besonderen Anforderungen standhalten. Nicht-physikalisch betrachtet müssen Viscoelastika für die tägliche Routine

- einfach injizierbar sein
- das Hornhautendothel und andere intraokuläre Strukturen schützen
- die Schaffung und Aufrechterhaltung von intraokularem Raum gewährleisten
- ihre Klarheit während der ganzen Operation behalten
- aus dem Auge einfach entfernbar sein
- das Risiko eines postoperativen Augeninnendruckanstiegs sollte nicht erhöht sein

(Dick et al 1999).

Schaut man nun auf physikalische Eigenschaften, welche eine viskoelastische Substanz ausmachen, so gibt es davon Viele. Die wichtigsten Eigenschaften sind: Elastizität, Viskosität, Viscoelastizität, Benetzungsfähigkeit, Kohärenz.

1. Elastizität

Unter Elastizität versteht man die Fähigkeit einer Substanz, nach Krafteinwirkung und dadurch bedingte Deformation bei Wegfallen dieser Krafteinwirkung wieder in die ursprüngliche Form zurückzukehren. Elastizität ist abhängig vom Molekulargewicht und der Konzentration der Substanz

2. Viskosität

Eine Substanz ist viskös, wenn sie eine raumhaltende Fähigkeit besitzt. Die Viskosität beschreibt auch das Maß des Strömungswiderstandes einer Flüssigkeit. Viscoelastika sind somit auch viel „zäher“ als das Kammerwasser des Auges. Auch diese physikalische Eigenschaft ist abhängig vom Molekulargewicht und der Konzentration, aber auch von der Temperatur.

3. Viscoelastizität

Viscoelastische Substanzen sind, wie der Name bereits besagt, weder rein elastisch noch rein viskös. Das Viscoelastikum kehrt zum Beispiel nicht zur Gänze wieder in seine ursprüngliche Form, wie es ein rein elastisches Material tun würde. Es liegt also eine relative Formkonstanz vor.

4. Benetzungsfähigkeit

Hierbei geht es um die Fähigkeit bei Kontakt mit einer Oberfläche an dieser haften zu bleiben. Der Grad dieser Adhäsion ist dabei abhängig von Kontaktwinkel zwischen Oberfläche und der viskoelastischen Substanz. Das heisst, wenn ein Viskoelastikum auf einer Oberfläche eine starke Wölbung bildet, ist der Kontaktwinkel groß und die Adhäsion klein. In diesem Falle handelt es sich um ein schwach-benetzendes Viskoelastikum. Ist der Kontaktwinkel klein, hat das Viskoelastikum eine stärkere Benetzungskraft.

5. Kohärenz

Durch die intramolekularen Bindungen der Moleküle einer Substanz hat diese die Fähigkeit zum inneren Zusammenhalt. Wie stark eine viskoelastische Substanz die Fähigkeit hat, in einem Bolus zusammenzubleiben hängt von der Molekülgröße und der Molekülanordnung ab. Lange Molekülketten und hohes Molekulargewicht bedeuten hohe Kohärenz-die viskoelastische Substanz hält in sich stark zusammen (Dick et al 1999).

9.3 Substanzklassen der viskoelastischen Substanzen

1. Natrium-Hyaluronat

Wie bereits unter 9.1 beschrieben handelt es sich hierbei um ein Polysaccharid, speziell um ein Glykosaminoglykan. Hyaluronsäure kommt in Augenstrukturen selbst vor, in hoher Konzentration im Glaskörper, aber auch im Kammerwasser und im Hornhautendothel.

Hyaluronsäure ist fast ausschließlich in den hochviskös-kohäsiven Varianten enthalten. Das Molekulargewicht und die Konzentration der Hyaluronsäure bestimmen die Eigenschaften.

2. Hydroxypropylmethylcellulose (HPMC)

HPMC kommt nicht im Menschen vor. Es handelt sich ebenfalls um ein Polysaccharid, mit dem Hauptbestandteil Zellulose. HPMC kommt in der Natur in Baumwolle oder Flachs vor. In der Ophthalmologie kommen 1%ige- oder 2%ige- Hydroxypropylmethylcelluloselösungen als Kontaktgel zum Beispiel bei einer sogenannten Kontaktglas-Untersuchung zum Einsatz. Durch intensive

biochemische Aufarbeitung und Reinigung sind aus HPMC viskoelastische Substanzen entwickelt worden.

Die Hydroxypropylmethylcellulose ist als Grundsubstanz den niedrig-viskosen, dispersiven Präparaten zuzuordnen.

3. Chondroitin-Sulfat

Im menschlichen Körper kommt das Chondroitin-Sulfat in extrazellulären harten Geweben wie Knorpel vor. Es ist an Proteine gebunden und somit spricht man von einem Proteoglykan. Das Molekulargewicht ist im Gegensatz zu den verschiedensten Na-Hyaluronat-Molekülen recht klein (Dick et al 1999; Mardin 2010, S.460-461).

9.4 Einteilung der viskoelastischen Substanzen

Es gibt eine bekannte Einteilung der Viskoelastika, erstellt nach Arshinoff. Die Aufteilung ist recht einfach, es gibt hochvisköse kohäsive als auch niedrigvisköse disperse Substanzen. Mischformen und Abstufungen gibt es inzwischen in so vielen Variationen, sodass diese einfache und bereits 14 Jahre alte Einteilung nur sehr grob ist. Vielmehr sollte sich die Auswahl des Viskoelastikums nach dem operativen Anforderungsprofil richten. Schwierig hierbei ist jedoch, dass die Herstellerangaben zu den vielen Produkteigenschaften nicht einheitlich sind und somit eine systematische Klassifikation erschwert wird (Dick et al 1999).

10 Patienten und Methoden

10.1 Studiendesign

Bei dieser Studie handelte es sich um eine klinische, prospektive Arbeit. Die Untersuchungen wurden an zwei Stichproben durchgeführt. Alle Probanden der Stichproben waren zwischen 60 und 86 Jahren alt und hatten eine senile Katarakt. Sie unterzogen sich der ambulanten Katarakt-Operation durch den gleichen Operateur.

Je nach Probandenwunsch wurde entweder die Hinterkammerlinse CT-Asphina® 409M oder CT-Asphina® 409MV der Firma Carl Zeiss implantiert. Der Unterschied dieser beiden Linsen besteht darin, dass das Modell CT-Asphina® 409MV im Gegensatz zum Modell CT-Asphina® 409M mit einem Blaulichtfilter versehen ist.

Zur Prüfung der in dieser Arbeit aufgestellten Null-Hypothese wurde bei den Probanden der einen Stichprobe, folgend BSS plus®-Stichprobe, die Intraokularlinse ohne Einsatz der viskoelastischen Substanz Z-Celcoat® (Fa Carl Zeiss) implantiert und den Probanden der anderen Stichprobe, folgend Z-Celcoat®-Stichprobe, mit Einsatz der viskoelastischen Substanz Z-Celcoat®. Die BSS plus®-Stichprobe bestand aus 69 Patienten (97 operierte Augen). Die Eingriffe fanden in der Zeit vom 01.06.10 bis 21.02.11 statt.

Die Z-Celcoat®-Stichprobe bestand aus 62 Patienten (87 operierte Augen). Die Eingriffe fanden in der Zeit vom 22.02.11 bis 27.01.12 statt.

10.2 Versuchsaufbau

Die Studie wurde mit Probanden unserer eigenen augenärztlichen Praxis Dr. SB/IM in Bremen durchgeführt. Nach Diagnosestellung, Indikationsstellung und präoperativen Untersuchungen zur ambulanten Kataraktoperation wurden die Patienten ambulant durch Dr. SB operiert. Alle präoperativen und postoperativen Untersuchungen fanden in unseren Praxisräumen statt.

10.3 Versuchsprotokoll

Präoperativ festgehaltene Untersuchungsparameter:

1. Bestimmung der objektiven Refraktion mittels Autorefraktometer ARK-710A der Firma Nidek.
2. Brillenwertbestimmung der aktuell getragenen Brille mittels Scheitelbrechwertmesser LM-1000 der Firma Nidek
3. Fernvisusbestimmung (5-Meter-Strecke) mit subjektiv bester Korrektur unter Verwendung von Zahlen-Sehprobentafeln.
4. Spaltlampenmikroskopie des Vorder- und Hinterabschnitts des Auges (Spaltlampenmikroskop Bon Optik SL-85)
5. Applanatorische Augeninnendruckmessung nach Goldmann (Apparatur am Spaltlampenmikroskop integriert)
6. Hornhautendothelzellmessung mittels Endothelmikroskop Tomey EM-3000 der Firma Tomey

Zur Operation kam es in einem Zeitfenster von 1-2 Monaten nach der präoperativen Untersuchung.

Operation:

Nach den vorbereitenden Maßnahmen wie Patientenlagerung, Desinfektion und sterilem Abkleben des Operationsgebietes wurde eine extrakapsuläre Kataraktoperation (ECCE) mittels Phakoemulsifikation durchgeführt. Am temporalen Rand der Hornhaut – also am rechten Auge bei 9 Uhr, am linken Auge bei 3 Uhr – wurde eine 2,6mm breite und 2,5mm lange selbstdichtende Inzision angelegt. Zwei 0,6mm breite und 0,4mm lange Hilfsschnitte (Parazentesen) wurden bei 6 Uhr und bei 12 Uhr am Rand der Hornhaut angelegt. Die vordere Augenkammer wurde mit der viskoelastischen Substanz Z-Celcoat® gefüllt und vertieft. Danach wurde die Linsenkapsel mit einer Pinzette kreisrund eröffnet (Kapsulorhexis). Dies wurde in beiden Stichproben in gleicher Weise unter Verwendung des Viskoelastikums Z-Celcoat® durchgeführt. Nach Durchführung der Kapsulorhexis erfolgte die Mobilisierung der Augenlinse im Linsenkapselsack durch Unterspülen mit BSS plus® - Lösung, die sogenannte Hydrodissektion. Der nächste Schritt war die Zerkleinerung und Entfernung des Linsenkerns und des Epinukleus durch ein

konventionelles Ultraschallgerät (Pentasy 2® der Firma Ruck, longitudinale und kontinuierliche Ultraschalleinwirkung). Neben dem Ultraschallgerät wurde ein Häkchen als Hilfsinstrument verwendet, um den Linsenkern je nach Befund auf unterschiedliche Weise zu zerteilen, meistens nach der Divide-and-Conquer-Technik oder nach einer Phako-Chop-Technik (Stabilisierung des Linsenkerns durch Ansaugen). Die nach der Phakoemulsifikationsphase verbleibenden Reste der Linsenrinde wurden bimanuell über die Parazentesen abgesaugt. Es folgte die Implantation einer Hinterkammerlinse in den Linsenkapselsack (CT Asphina 409M® oder CT Asphina 409MV® der Firma Carl Zeiss Meditec). Dazu wurde die Vorderkammer entweder durch eine fortlaufende BSS plus ®-Infusion stabilisiert (BSS plus ®-Stichprobe) oder durch das Viskoelastikum Z-Celcoat® bei Probanden der Z-Celcoat®-Stichprobe. Nach der Überprüfung des korrekten Linsensitzes wurden in der BSS plus ®-Stichprobe die Parazentesen durch Einspritzen von BSS plus ®-Lösung in das Hornhautstroma verschlossen und der Eingriff wurde nach palpatorischer Kontrolle des Augendrucks abgeschlossen. Bei der Z-Celcoat®-Stichprobe wurde nach der Linsenimplantation das vor der Intraokularlinsen-Implantation injizierte Z-Celcoat® vollständig bimanuell abgesaugt, bevor die Parazentesen wie in der BSS plus ®-Stichprobe verschlossen wurden.

Erfassung folgender operativer Parameter:

1. Phakoemulsifikationszeit in Sekunden
2. Phakoemulsifikationsenergie in Joule
3. Härte des Linsenkerns Grad 1-4
4. Schwierigkeitsgrad der OP Grad 1-4
5. IOL-Implantation in einem Rutsch oder mit Korrektur des Linsensitzes
6. OP-Dauer in Minuten

Postoperative Untersuchungen:

Die Patienten wurden am ersten postoperativen Tag untersucht, um frühpostoperative Komplikationen wie eine Augeninnendruckentgleisung oder eine beginnende Endophthalmitis (Entzündung der tiefen Augenstrukturen) auszuschließen. Weitere für die Studie herangezogene Untersuchungszeitpunkte waren der 7.-10. postoperative Tag („Ein-Wochen-

Kontrolle“) sowie der 36.-42. postoperative Tag („Sechs-Wochen-Kontrolle“). Sowohl bei der Ein- als auch bei der Sechs-Wochen-Kontrolle wurden die gleichen Untersuchungen durchgeführt wie präoperativ:

1. Bestimmung der objektiven Refraktion mittels Autorefraktometer ARK-710A der Firma Nidek.
2. Brillenwertbestimmung der aktuell getragenen Brille mittels Scheitelbrechwertmesser LM-1000 der Firma Nidek
3. Fernvisusbestimmung mit subjektiv bester Korrektur unter Verwendung von Zahlen-Sehprobentafeln
4. Spaltlampenmikroskopie des Vorder- und Hinterabschnitts mit dem Spaltlampenmikroskop Bon Optik SL-85
5. Applanatorische Augeninnendruckmessung nach Goldmann (Apparatur an Spaltlampenmikroskop integriert)
6. Hornhautendothelzellmessung mittels Endothelmikroskop Tomey EM-3000

10.4 Einschlusskriterien

In die Studie eingeschlossen wurden Männer und Frauen zwischen 60 und 86 Jahren mit einer senilen Katarakt. Berücksichtigt wurden nur Patienten aus der eigenen Praxis. Patienten mit einem vorhandenen, gut regulierten Offenwinkelglaukom wurden ebenfalls inkludiert. „Gut reguliert“ bedeutete in diesem Falle: stabile Augendruckwerte bei Befundstabilität und problemloser Verträglichkeit der lokalen antiglaukomatösen Therapie.

10.5 Ausschlusskriterien:

Ausgeschlossen wurden zur Katarakt-Operation zugewiesene Patienten, Patienten mit schlechtem Allgemeinzustand sowie Patienten mit mangelnder Compliancefähigkeit bei der Untersuchungsdurchführung. Pathologien der Hornhaut (Cornea guttata, Hornhautnarben) und entzündliche Erkrankungen des Augeninneren (Iritis, Iridozyklitis, Vitritis, Retinitis), durften ebenfalls nicht vorliegen. Zum Ausschluss kam es auch bei dem Vorhandensein von behandlungsbedürftigen Hinterabschnittsbefunden wie einer feuchten Makuladegeneration, einer proliferativen diabetischen Retinopathie oder eines

frischen retinalen Gefäßverschluss. Dies galt auch für Patienten mit einem Sekundärglaukom sowie schlecht reguliertem primären Offenwinkelglaukom.

Patienten, welche sich in der Vergangenheit bereits einer Augenoperation unterzogen haben, wurden in dieser Studie ebenfalls nicht berücksichtigt.

10.6 Statistik

10.6.1 Berechnung der Stichprobengrößen

Zur Berechnung der Stichprobengrößen wurde vor Beginn der Studie festgelegt, dass die Power zur Berechnung der Stichprobengröße 90% betragen soll und die zweiseitige Irrtumswahrscheinlichkeit 0,05. Des Weiteren wurde postuliert, dass es einen klinisch signifikanten Unterschied im Endothelzellverlust beider Stichproben gäbe, wenn die Differenz (Effektstärke) des Endothelzellverlustes zwischen den beiden Stichproben größer als eine halbe Standardabweichung (0,5s) wäre (Effektstärkenberechnung nach Cohens „d“ (Cohen 1969).

Bei einer geforderten minimalen relevanten Differenz von 0.5 s ist eine minimale Fallzahl in beiden Gruppen von $n_1 = n_2 = 86$ erforderlich.

Die Fallzahlberechnung wurde mit dem Programm BiAS. Version 10, c 1989-2012, Epsilon Verlag, durchgeführt.

10.6.2 Zuordnung der Patienten zur BSS plus®-Stichprobe oder zur Z-Celcoat®-Stichprobe

Die Patienten wurden den beiden Stichproben nach der Zeit zugeordnet. Das bedeutet, ein Patient, welcher ab dem 01.06.2010 operiert wurde, gehörte zur BSS plus®-Stichprobe. Die geforderte Stichprobengröße von mindestens 86 operierten Augen war am 21.02.2011 erreicht, sodass ab dem 22.02.2011 der Wechsel auf die Linsenimplantation unter Verwendung der viskoelastischen Substanz Z-Celcoat® erfolgte. Am 27.01.2012 endete der Erfassungszeitraum für die Z-Celcoat®-Stichprobe denn an dem Tag war die geforderte Stichprobengröße von mindestens 86 operierten Augen erreicht.

Die so beschriebene Vorgehensweise der Patientenauswahl sollte systematische Fehler bei der Stichprobenwahl so gering wie möglich halten. Die Erstellung zweier echter Zufallsstichproben aus der Grundgesamtheit war aus

zwei Gründen nicht praktikabel. Zum einen wurden nur Patienten aus der eigenen Praxis berücksichtigt, da die zugewiesenen Patienten längere Anfahrtswege hatten und die postoperativen Kontrollen bei dem zuweisenden Augenarzt stattfanden. Deshalb, und aufgrund des Alters, wäre die Patientenführung schlechter möglich gewesen. Auf eine echte Randomisierung wurde ebenfalls verzichtet, da dies den internen Ablauf der ambulanten OP-Einrichtung verändert hätte.

Schaut man sich jedoch die Altersverteilung und die Geschlechterverteilung der beiden Stichproben im Vergleich zur Grundgesamtheit an (2033 Katarakt-Operationen im Jahr 2011, alle erfolgt durch den Ophthalmochirurgen SB), so sind die Stichproben repräsentativ (Tab. 10.1).

Tab. 10.1: Grundgesamtheit und Stichproben

	Grundgesamtheit (operierte Patienten 2011)	Studienstichprobe (beide Stichproben)
n	2033	184
Alter in Jahren (Median)	75 (21-95)	74 (60-86)
Anteil Frauen in %	60%	65%

10.6.3 Wahl des statistischen Auswertungsverfahrens

Zur Prüfung der festgelegten Nullhypothese: „Es gibt keinen signifikanten Unterschied im Hornhautendothelzellverlust zwischen der BSS plus®-Stichprobe und der Z-Celcoat®-Stichprobe“ wurde der Student-t-Test für zwei nichtverbundene Stichproben herangezogen. Hiermit wird verglichen, ob die Mittelwerte zweier Stichproben gleich sind. In diesem Falle sollen die Mittelwerte der Hornhautendothelzelldichte verglichen werden, präoperativ sowie postoperativ bei der „Ein-Wochen-Kontrolle“ und der „Sechs-Wochen-Kontrolle“.

Zwecks Prüfung von Abhängigkeiten verschiedener Variablen wurde die Regressions-Analyse nach Pearson herangezogen.

10.6.4 Auswertungsprogramme

Die Rohdaten der Arbeit wurden mit Microsoft Office Excel 2007 tabellarisch festgehalten. Die statistische Auswertung und Aufarbeitung erfolgte mit dem Statistik-Programm R Version 2.15.0 (2012-03-30) Copyright (C) 2012 The R Foundation for Statistical Computing als auch mit dem Programm BIAS 10.0 04/12. Die schriftliche Ausarbeitung erfolgte mit Microsoft Office Word 2007.

11 Ergebnisse

Zunächst gibt der folgende Teil der Arbeit eine Übersicht über die Zusammensetzung und die Altersverteilung der Stichproben. Des Weiteren wird die präoperative Endothelzelldichte (ECD 1) innerhalb der Stichproben sowie im Vergleich beider Stichproben dargestellt. Es folgt die Darstellung der ECD-Entwicklung postoperativ (ECD 2 und ECD 3) als auch die Darstellung der Sehschärfen- und Augeninnendruck-Entwicklung nach erfolgter Operation. Mögliche Abhängigkeiten der ECD-Entwicklung von einzelnen intraoperativen Parametern werden ebenfalls dargestellt.

11.1 Stichproben

Die BSS plus®-Stichprobe bestand aus 97 operierten Augen. 55 Operationen fielen dabei auf weibliche Probandinnen und 42 auf männliche Probanden. Hier wurde die Intraokularlinsen-Implantation ohne das Viskoelastikum Z-Celcoat®, nur unter BSS plus®-Infusion, operiert. Die Eingriffe fanden in der Zeit vom 01.06.10 bis 21.02.11 statt.

Die Z-Celcoat®-Stichprobe bestand aus 87 operierten Augen. Hier wurden 65 Operationen an weiblichen Probandinnen durchgeführt und 23 Operationen an männlichen Probanden. Derselbe Ophthalmochirurg implantierte die Intraokularlinse diesmal unter Verwendung des Viskoelastikums Z-Celcoat®. Die Eingriffe fanden in der Zeit vom 22.02.11 bis 27.01.12 statt.

Tabelle 11.1 zeigt die Altersverteilung als auch die Geschlechterverteilung der Stichproben in der Übersicht. In beiden Stichproben gab es keinen signifikanten Unterschied in der Altersverteilung, der Altersmedian beträgt in beiden Stichproben 74 Jahre bzw. das durchschnittliche Probandenalter lag in der BSS plus®-Stichprobe bei $73,3 \pm 6,0$ Jahren sowie in der Z-Celcoat®-Stichprobe bei $72,6 \pm 6,5$ Jahren. Der prozentuale Anteil weiblicher Probanden betrug in der BSS plus®-Stichprobe 57% und in der Z-Celcoat®-Stichprobe 75%. Somit liegt ein signifikanter Unterschied der Geschlechterverteilung zwischen beiden Stichproben vor. Da jedoch in dieser Studie kein signifikanter Unterschied der ECD in Abhängigkeit vom Geschlecht vorliegt (siehe 12.2.3), ist die

unterschiedliche Verteilung von Männern und Frauen zwischen den Stichproben zu vernachlässigen.

Tab. 11.1: Zusammensetzung der Stichproben

	BSS plus®- Stichprobe	Z-Celcoat®- Stichprobe
Anzahl der Probanden	97	87
Zahl der weiblichen Probanden	55 (57%)	65 (75%)
Alter in Jahren (Median, Range)	74 (60 – 84)	74 (60 – 86)
Durchschnittsalter in Jahren	73,3 ± 6,0	72,6 ± 6,5

11.2 Endothelzelldichte (ECD)

11.2.1 ECD präoperativ (ECD 1)

Die präoperativ untersuchte Endothelzelldichte ECD 1 ergab im Durchschnitt in der BSS plus®-Stichprobe 2506 ± 310 Zellen/mm² und im Mittel in der Z-Celcoat®-Stichprobe 2429 ± 262 Zellen/mm² ohne signifikanten Unterschied.

11.2.2 ECD 1 in Abhängigkeit vom Alter

Abbildung 11.1 gibt die präoperative Endothelzelldichte ECD 1 in Abhängigkeit vom Alter der Probanden wieder. Es ist ersichtlich, dass die ECD 1 innerhalb der gesamten Stichprobe mit fortschreitendem Alter abnimmt.

Die Streuung innerhalb der vorliegenden Gruppe ist groß, sodass der Korrelationskoeffizient unbedeutend ist.

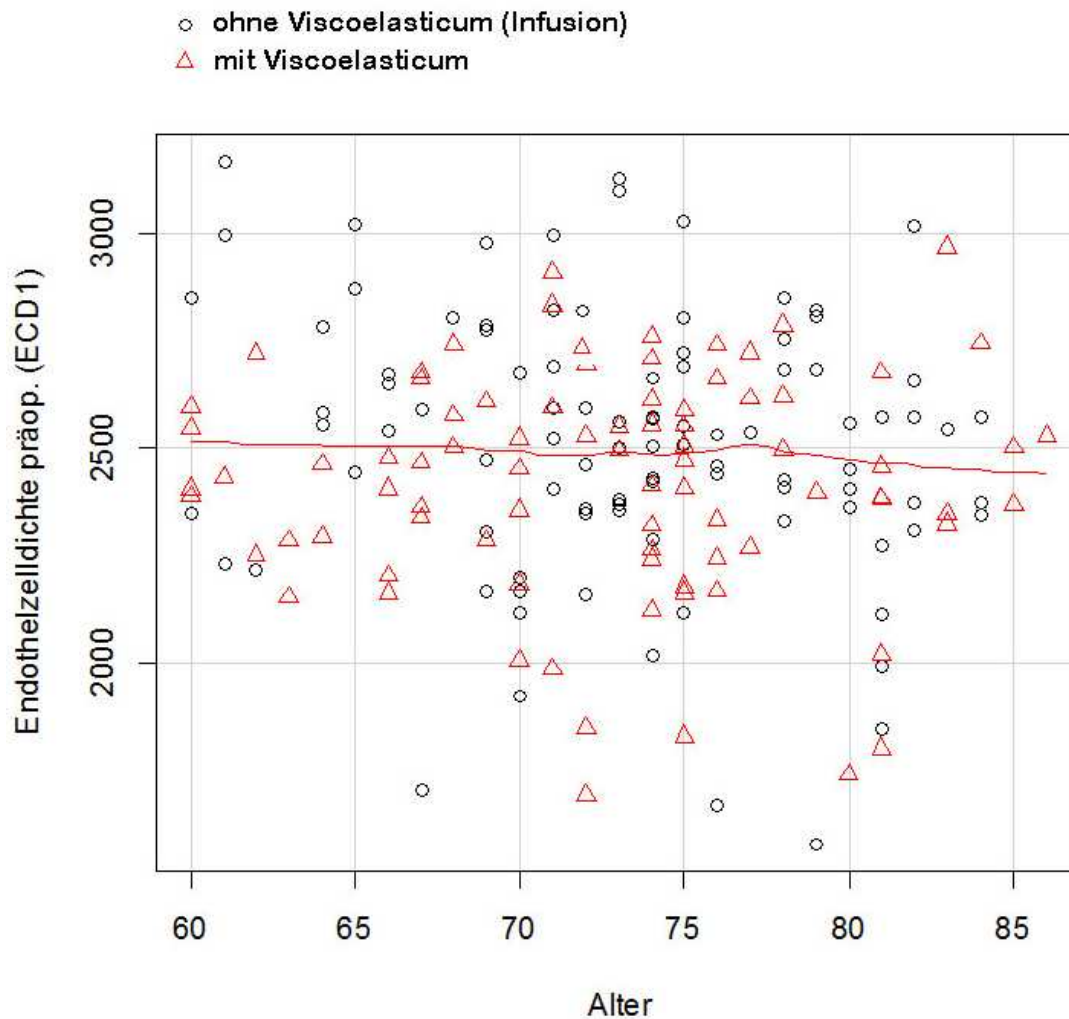


Abb. 11.1: Abhängigkeit der ECD 1 vom Alter der Probanden

11.2.3 ECD 1 in Abhängigkeit vom Geschlecht

Schaut man sich die Endothelzellmessungen der männlichen Probanden getrennt von denen der weiblichen Probanden an, so erhält man im Ergebnis eine durchschnittliche ECD1 der Männer von 2410 ± 315 Zellen/mm² und der Frauen von 2502 ± 271 Zellen/mm². Die Differenz ist statistisch nicht signifikant.

11.2.4 Endothelzellichte postoperativ (ECD 2, ECD 3)

In Tabelle 11.2. ist aufgeführt, wie sich die Endothelzellichte von präoperativ zu postoperativ entwickelt hat. In beiden Stichproben ist es zu dem erwarteten Abfall der Endothelzellichte gekommen. In der BSS plus®-Stichprobe beträgt die durchschnittliche Endothelzellichte bei der „Ein-Wochen-Kontrolle“ (ECD 2) 2348 ± 347 Zellen/mm², in der Z-Celcoat®-Stichprobe 2297 ± 352 Zellen/mm².

Bei der „Sechs-Wochen-Kontrolle“ beträgt die Endothelzelldichte (ECD 3) bei der BSS plus®-Stichprobe 2313 ± 381 Zellen/mm² und bei der Z-Celcoat®-Stichprobe 2273 ± 340 Zellen/mm². Einen signifikanten Unterschied der ECD 2 und ECD 3 im Stichprobenvergleich gab es nicht, die Standard-Abweichungen beider Gruppen sind miteinander vergleichbar.

Auffällig ist jedoch, dass die Standardabweichungen bei ECD 2 und ECD 3 beider Stichproben größer geworden sind im Vergleich zur Standardabweichung der präoperativen ECD 1-Messungen.

Des Weiteren ist der Abfall der Endothelzelldichte von ECD 1 zu ECD 2 signifikant. Der weitere Abfall der ECD zwischen der postoperativen Woche 1 (ECD 2) und der postoperativen Woche 6 (ECD 3) ist nicht mehr signifikant.

Tab. 11.2: Entwicklung der ECD von präoperativ zu postoperativ

	BSS plus®- Stichprobe	Z-Celcoat®-Stichprobe	
ECD 1 \pm SD	2506 \pm 310	2429 \pm 262	n.s.
ECD 2 \pm SD	2348 \pm 347	2297 \pm 352	n.s.
ECD 3 \pm SD	2313 \pm 381	2272 \pm 340	n.s.

Entwicklung der ECD von präoperativ (ECD 1) zu postoperativ (ECD 2=Ein-Wochen-Kontrolle, ECD 3=Sechs-Wochen-Kontrolle); n.s.=nicht signifikant

Die Abbildung 11.2 veranschaulicht den Abfall der ECD noch einmal in der Box-Plot-Darstellung:

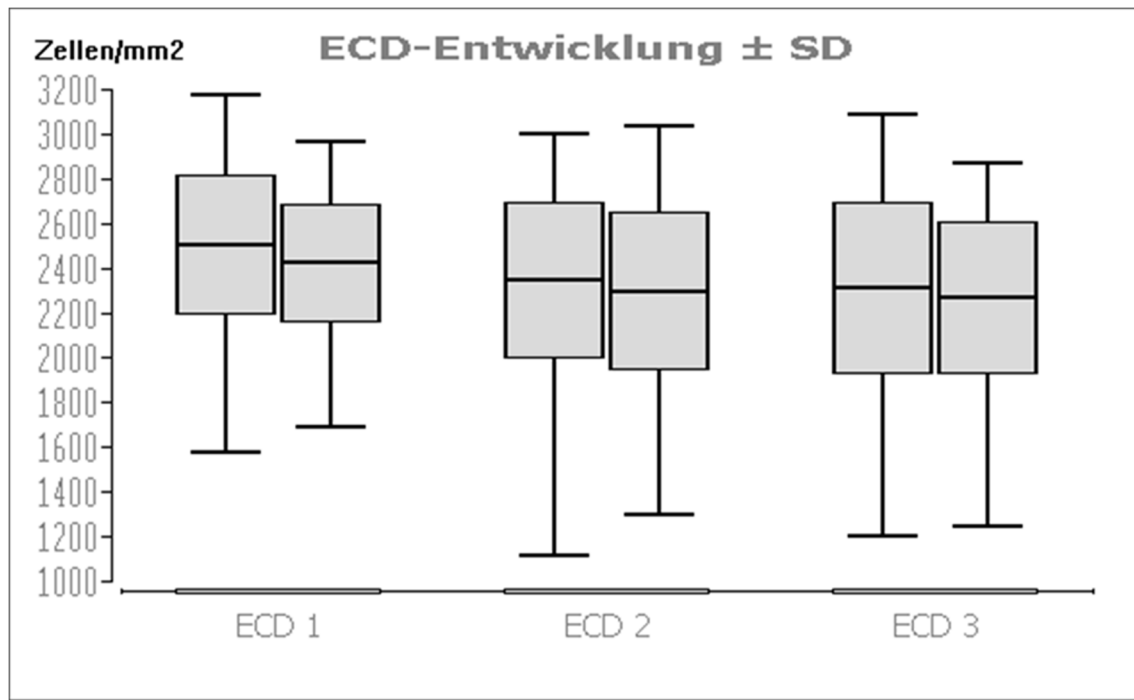


Abb. 11.2: ECD-Entwicklung von präoperativ (ECD 1) zu postoperativ (ECD 2 und ECD 3), links BSS plus®-Stichprobe, rechts Z-Celcoat®-Stichprobe

11.2.5 ECD in Abhängigkeit von Phakoemulsifikationsenergie und -zeit

Die Phakoemulsifikationsenergie und -zeit haben Einfluss auf die postoperative ECD-Entwicklung. Diese Variablen wurden gemessen, jedoch nicht geplant geprüft, sodass man nur festhalten kann, dass es den Hinweis auf eine Beeinflussung der ECD gibt. Für repräsentative Aussagen hätte die Fallzahl deutlich höher sein müssen.

11.3 Visusentwicklung

Die Tabelle 11.3. stellt den Visusverlauf beider Stichproben in LogMar dar. Auch hier ist die präoperative Ausgangssituation in beiden Stichproben ähnlich, es gibt keinen signifikanten Unterschied bezüglich des präoperativen Ausgangsvisus ($0,44 \pm 0,29$ versus $0,40 \pm 0,21$).

Tab. 11.3: Visusentwicklung von präoperativ zu postoperativ in LogMar

	BSS plus®- Stichprobe	Z-Celcoat®- Stichprobe	
Visus präoperativ ± SD	0,44 ± 0,29	0,40 ± 0,21	n.s.
Visus 1 Woche postoperativ ± SD	0,13 ± 0,21	0,15 ± 0,10	p < 0,05
Visus 6 Wochen postoperativ ± SD	0,10 ± 0,22	0,09 ± 0,08	n.s.

In beiden Gruppen ist es postoperativ zu einer Visusverbesserung gekommen. Bei der Ein-Wochen-Kontrolle beträgt der Mittelwert in der BSS plus®-Stichprobe $0,13 \pm 0,21$ und in der Z-Celcoat®-Stichprobe $0,15 \pm 0,10$. Hier gibt es einen signifikanten Unterschied zugunsten der Implantation unter BSS plus® bei geringer Signifikanz. Dieser minimale Unterschied besteht bei der abschließenden 6-Wochen-Kontrolle nicht mehr. Der Visus ist nach sechs Wochen bei beiden Stichproben noch etwas höher angestiegen ($0,10 \pm 0,22$ versus $0,09 \pm 0,08$). Abbildung 11.3 veranschaulicht den Visusanstieg in der Box-Plot-Darstellung:

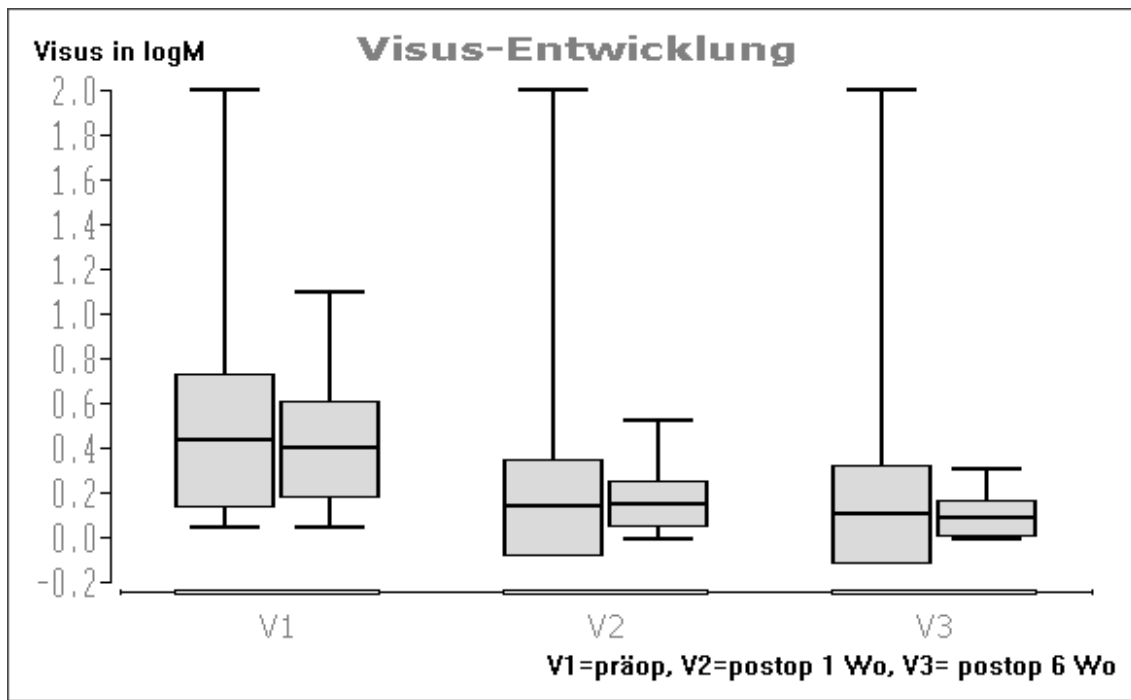


Abb. 11.3: Visusentwicklung: links BSS plus®-Stichprobe, rechts Z-Celcoat®-Stichprobe

11.4 Augeninnendruck (IOD)

Der präoperative Augeninnendruck (IOD) war im Durchschnitt in beiden Stichproben nahezu identisch. In der BSS plus®-Stichprobe lag der IOD-Wert bei $15,5 \pm 2,8$ mmHg, in der Z-Celcoat®-Stichprobe bei $15,9 \pm 2,5$ mmHg.

Die Messungen am ersten postoperativen Tag ergaben einen IOD-Wert im Mittel von $15,2 \pm 2,5$ mmHg versus $16,3 \pm 2,2$ mmHg. Es zeigt sich ein kleiner signifikanter Unterschied: bei der BSS plus®-Stichprobe lag der Wert einen Tag nach erfolgter OP im Mittel etwas niedriger als präoperativ und bei der Z-Celcoat®-Stichprobe lag der Wert im Mittel etwas höher als präoperativ.

Bei der Ein-Wochen-Kontrolle waren die Werte in beiden Stichproben etwas niedriger als am ersten postoperativen Tag ($15,0 \pm 2,2$ mmHg versus $15,9 \pm 2,0$ mmHg).

Das Ergebnis der IOD-Messung bei der Sechs-Wochen-Kontrolle betrug $15,0 \pm 2,1$ mmHg in der BSS plus®-Stichprobe und $15,9 \pm 1,9$ mmHg in der Z-Celcoat®-Stichprobe. Im Verlauf ist der durchschnittliche IOD in der BSS plus®-Gruppe stetig leicht gesunken. Der frühpostoperative leichte IOD-Anstieg in der Z-Celcoat®-Stichprobe hat sich nach einer Woche verloren und der durchschnittliche IOD-Wert lag wieder auf dem präoperativen Level und war

auch bei der Kontrolle nach sechs Wochen auf diesem Niveau. Allerdings hat die Schwankungsbreite prä- zu postoperativ abgenommen und die SD ist kleiner geworden, siehe Tabelle 11.4 und Abbildung 11.4.

Tab. 11.4: IOD-Werte prä- und postoperativ

	Stichprobe 1 BSS plus®	Stichprobe 2 Z-Celcoat®	
IOD präoperativ ± SD	15,5 ± 2,8 mmHg	15,9 ± 2,5 mmHg	n.s.
IOD 1 Tag postoperativ ± SD	15,2 ± 2,5 mmHg	16,3 ± 2,2 mmHg	p < 0,05
IOD 1 Woche postoperativ ± SD	15,0 ± 2,2 mmHg	15,9 ± 2,0 mmHg	n.s.
IOD 6 Wochen postoperativ ± SD	15,0 ± 2,1 mmHg	15,9 ± 1,9 mmHg	n.s.

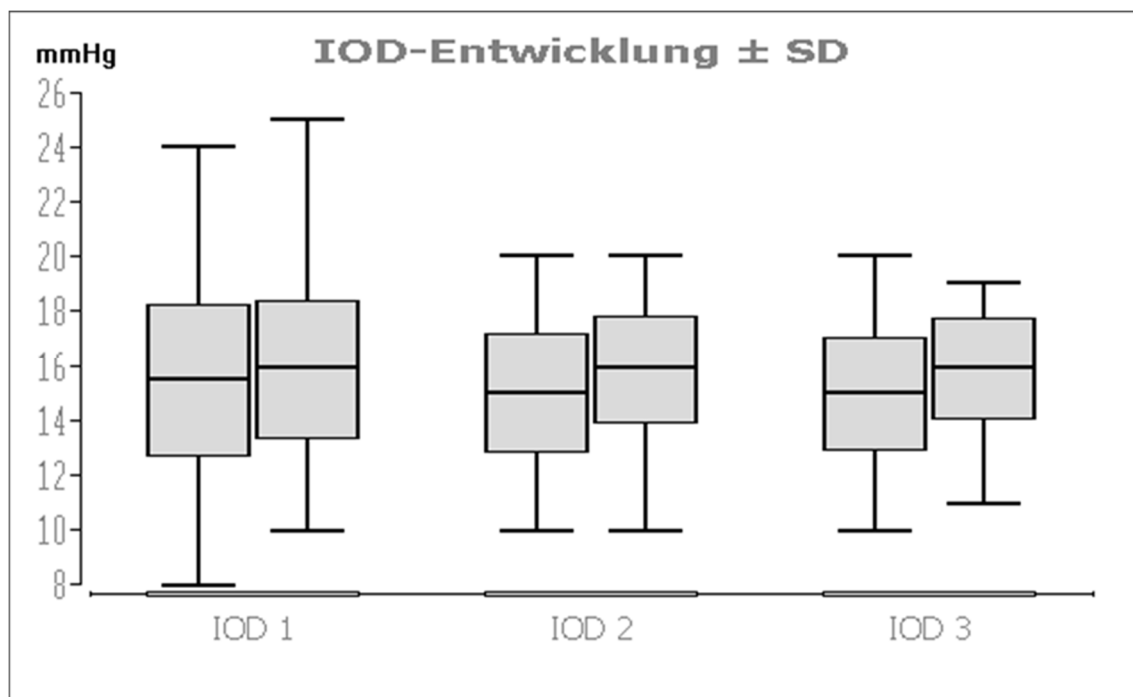


Abb. 11.4: IOD-Werte präoperativ (IOD 1) und postoperativ (IOD 2 und IOD 3), links BSS plus®-Stichprobe, rechts Z-Celcoat®-Stichprobe

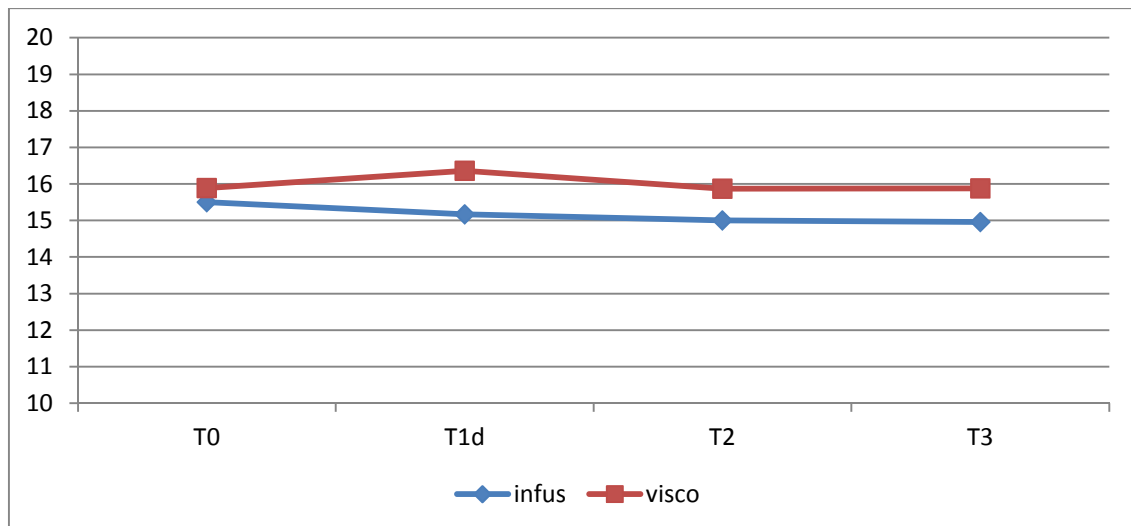


Abb. 11.5: IOD-Werte als Kurvendarstellung

11.5 OP-Dauer

Bei den Probanden der Z-Celcoat®-Stichprobe wurde die Intraokularlinse unter Verwendung des Viskoelastikums implantiert. Dieser Zwischenschritt der Operation nimmt Einfluss auf die OP-Dauer.

Im Mittel betrug die OP-Dauer bei der BSS plus®-Stichprobe $7,2 \pm 1,2$ Minuten und bei der Z-Celcoat®-Stichprobe $8,0 \pm 1,4$ Minuten (Abbildung 11.5). Dies ist ein signifikanter Unterschied.

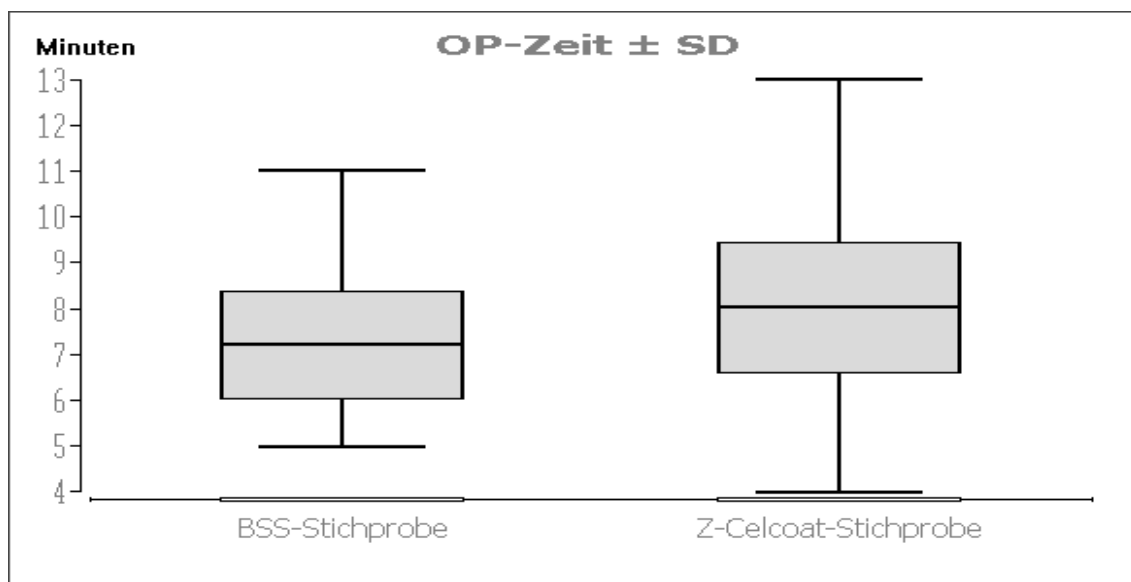


Abb. 11.6: OP-Dauer in Minuten, in Abhängigkeit zur Stichprobenzugehörigkeit, links BSS plus®-Stichprobe, rechts Z-Celcoat®-Stichprobe

Auf den ECD-Verlust hatte die verlängerte OP-Zeit der Z-Celcoat®-Stichprobe jedoch keinen signifikanten Einfluss.

12 Diskussion

In dieser vergleichenden, prospektiven Studie sollte untersucht werden, wie sich die Hornhautendothelzellichte in der frühen postoperativen Phase nach Kataraktchirurgie mittels Phakoemulsifikation verhält-in Abhängigkeit von der Verwendung der HPMC-haltigen viskoelastischen Substanz Z-Celcoat® oder Balanced Salt Solution (BSS plus®) während der Intraokularlinsen-Implantation.

12.1 Stichprobenvergleichbarkeit

12.1.1 Altersverteilung innerhalb der Stichproben

Mit dem Durchschnittsalter von $73,3 \pm 6,0$ Jahren der BSS plus®-Stichprobe sowie $72,6 \pm 6,5$ Jahren der Z-Celcoat®-Stichprobe und einem Median von 74 Jahren in beiden Stichproben liegt eine gute Vergleichbarkeit der beiden Stichproben bezüglich der Altersverteilung vor. Europäische Studien, in welchen Probanden mit seniler Katarakt untersucht wurden, wiesen ähnliche Altersverteilungen der operierten Probanden auf. In einer Studie von Skiadaresi E et al. betrug das Durchschnittsalter der operierten 212 Probanden $74,2 \pm 8,7$ Jahre (Skiadaresi et al 2012), in einer Publikation von Knox Cartwright N E et al. betrug das Durchschnittsalter der Probanden 76,4 Jahre (Knox Cartwright et al. 2010) und in einer spanischen Studie von Capella MJ et al. betrug das Durchschnittsalter der 37 operierten Patienten $72,97 \pm 7,55$ Jahre (Capella/Barraquer 2010).

12.1.2. Geschlechterverteilung innerhalb der Stichproben

Bei der Geschlechterverteilung innerhalb der Stichproben dieser Studie zeigte sich ein signifikanter Unterschied. In beiden Stichproben war der Anteil an weiblichen Probandinnen höher als der Anteil an männlichen Probanden (Frauenanteil 57% versus 75%). Literaturangaben spiegeln wieder, dass sich mehr Frauen als Männer einer Kataraktoperation unterziehen. In einer aktuell veröffentlichten Studie von Guirou N et al. waren 51,9% der 1044 Probanden Frauen (Guirou et al. 2013). Der Frauenanteil in einer Studie von Ercegović A et al. betrug zum Beispiel 55% bei einer Stichprobengröße von 202 Probanden (Ercegović et al. 2012). Schaut man sich die Geschlechterverteilung der unterschiedlichen Altersgruppen in Deutschland an wird ersichtlich, dass

Frauen in den höheren Altersgruppen stärker vertreten sind als Männer und somit die Geschlechterverteilung in dieser Studie mit erklären (Abbildung 12.1).

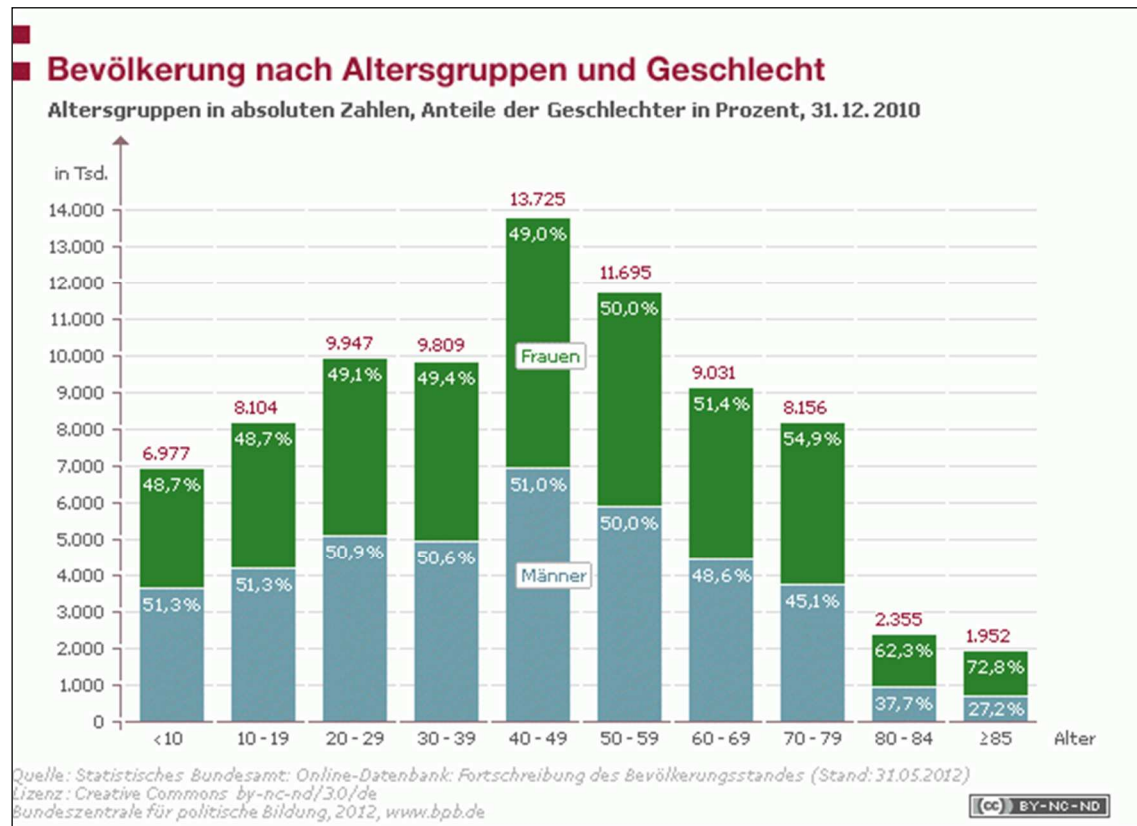


Abb. 12.1: Bevölkerung nach Altersgruppen und Geschlecht, Stand 31.12.10; mit freundlicher Genehmigung des statistischen Bundesamtes

12.2 Endothelzellichte ECD

12.2.1 ECD gesunder erwachsener Augen

Die in dieser Studie erhobene präoperative ECD 1 betrug im Mittel in der BSS plus®-Stichprobe 2506 ± 310 Zellen/mm² und im Mittel in der Z-Celcoat®-Stichprobe 2429 ± 262 Zellen/mm² ohne signifikanten Unterschied zwischen den beiden Stichproben. Dieses Ergebnis liegt im Wertebereich der unter Kapitel 3.3 aufgeführten Literaturangaben zur ECD gesunder erwachsener Augen (Mergler/Scholl 2011; Klyce/Beuerman 1988, S.19-21).

Betrachtet man Studien welche ebenfalls die mittlere ECD bei gesunden erwachsenen Augen untersucht haben, so gibt es eine gute Übereinstimmung mit den Daten dieser Studie. Die schon erwähnte Studie von Sanchis-Gimeno aus dem Jahre 2005 schloss 627 20- bis 65-jährige Probanden ein. Die Arbeit zielte auch darauf ab, mögliche Unterschiede der ECD bei gesunden

emetropen, hyperopen und myopen Augen zu erfassen. Diesbezüglich gab es keinen signifikanten Unterschied. Die durchschnittliche ECD der emetropen Gruppe betrug 2985 ± 245 Zellen/mm², die der myopen Gruppe 2936 ± 258 Zellen/mm² und die der hyperopen Gruppe betrug 2946 ± 253 Zellen/mm². Diese durchschnittlichen ECD-Werte der Sanchis-Gimeno Studie lagen höher als in dieser Studie, was daran lag, dass durch die Fragestellung dieser Studie bedingt nur die Altersgruppe der über 60-jährigen berücksichtigt wurde. Zieht man nur die drei Subgruppen der über 50-jährigen der Sanchis-Gimeno-Studie heran, so ergibt sich eine durchschnittliche ECD von 2577 ± 134 Zellen/mm² für die emetrope Subgruppe, von 2583 ± 130 Zellen/mm² für die myope Subgruppe und von 2598 ± 137 Zellen/mm² für die hyperope Subgruppe (Sanchis-Gimeno et al. 2005). Dies entspricht somit den Werten der durchschnittlichen ECD 1 dieser Studie. Die Standardabweichung der Gesamtpopulation ist mit denen der vorliegenden Studie vergleichbar. Auch in einer Arbeit von Storr-Paulsen A et al. war das präoperativ erhobene Ergebnis bezüglich der ECD ähnlich. Es wurden Probanden im Alter von über 40 Jahren auf drei Subgruppen verteilt (drei unterschiedliche Viskoelastika wurden intraoperativ eingesetzt). Das ECD-Ergebnis betrug 2684 ± 338 Zellen/mm² (n=17), 2671 ± 298 Zellen/mm² (n=16) und 2833 ± 384 Zellen/mm² (n=19) (Storr-Paulsen et al. 2007). Richard J et al. führten eine Studie durch in welcher die herkömmliche Phakoemulsifikation der Aqualase-Technik gegenübergestellt wurde. Auch hier lag der Schwerpunkt auf der Beobachtung der Änderung der ECD durch operative Maßnahmen. In beiden Gruppen wurden 21 Augen operiert. Die ECD betrug präoperativ 2422 ± 240 Zellen/mm² in der Phakoemulsifikations-Gruppe und 2278 ± 364 Zellen/mm² in der Aqualase-Gruppe. Somit lässt sich feststellen, dass die Patientenkollektive der eigenen Studie repräsentativ sind (Richard et al. 2008).

12.2.2 ECD in Abhängigkeit der Ethnie

Die beiden zuletzt genannten Studien hatten eine verhältnismäßig kleine Probandenzahl. Schaut man sich große Studien an mit hoher Probandenzahl einer ethnischen Herkunft, so haben diese Studien auch einen gewissen normativen Charakter. Die in 12.2.1 vorgestellte Studie von Sanchis-Gimeno fand in Spanien statt und somit hauptsächlich an Probanden kaukasischer Herkunft (Sanchis-Gimeno et al. 2005). Die Ergebnisse bezüglich der ECD sind

wie bereits unter 12.2.1 erwähnt gut mit den Ergebnissen dieser Studie vergleichbar, auch bezüglich einer Abhängigkeit von der Ethnie, da in dieser Studie ebenfalls Probanden kaukasischer Abstammung operiert wurden. Zum Vergleich seien hier weitere große Studien an Populationen anderer ethnischer Herkunft genannt. Zum Beispiel untersuchten Padilla et al. eine große Population Philippinos. Inkludiert wurden 20-86-jährige Erwachsene mit gesunden Augen. Die durchschnittliche ECD betrug 2798 ± 307 Zellen/mm² (Padilla et al. 2004).

Eine Untersuchung einer chinesischen Population an 1329 gesunden Augen von 700 Probanden im Alter von 10 bis 98 Jahren ergab eine durchschnittliche ECD von 2932 ± 363 Zellen/mm² (Yunliang et al. 2007) und bei einer Untersuchung in Indien (537 Probanden, 20-87 Jahre alt) wurde als Ergebnis eine durchschnittliche ECD von 2525 ± 337 Zellen/mm² genannt (Rao et al. 2000). Mit höchstem signifikantem Unterschied jedoch fand sich in der Literatur die Studie von Hashemian et al. aus dem Iran. Die durchschnittliche ECD der 525 untersuchten Augen Erwachsener im Alter von 20 bis 85 Jahren betrug nur 1961 ± 457 Zellen/mm² (Hashemian et al. 2006). Es wurden fast gleiche Altersgruppen gebildet (Philippinen 20-86, Indien 20-87, Iran 20-85 Jahre), was einen guten Vergleich zulässt, ausgenommen der Studie aus China; hier betrug das Alter der Probanden 10-98 Jahre.

12.2.3 ECD in Abhängigkeit vom Alter

Will man den Zusammenhang von ECD und Alter betrachten, so ist es sinnvoll, sich die jährliche ECD-Verlustrate in Abhängigkeit vom Alter anzuschauen. Der physiologische Endothelzellverlust im Laufe des Lebens wurde beschrieben. Mehrfach belegt ist die Tatsache, dass im Kindesalter bzw. in den ersten beiden Lebensdekaden ein höherer und schnellerer ECD-Verlust vonstattengeht als im späteren Erwachsenenalter. Nucci et al. führten eine Untersuchung an 214 Kindern mit klinisch gesunden Augen im Alter von 5 bis 14 Jahren durch. Im Ergebnis nahm die ECD zwischen den 5- bis 7-Jährigen um 13% ab und bei den 10-Jährigen um 12% (Nucci et al. 1990). In der Langzeitstudie von Bourne WM et al über einen Beobachtungszeitraum von 10 Jahren wurde ebenfalls belegt, dass die ECD-Verlustrate im juvenilen Alter höher ist als im adulten Alter. Die dort errechnete jährliche Verlustrate der zehn juvenilen Probanden

betrug $1,1 \pm 0,8\%$ und die jährliche Verlustrate der 42 adulten Probanden im Alter von 18 bis 85 betrug $0,6 \pm 0,5\%$. Für die Erwachsenen wurde kein signifikanter Unterschied in der Korrelation zwischen ECD-Verlustrate und Alter festgestellt (Bourne WM 1997). In der unter 12.2.2 genannten Studie von Rao SK an der indischen Population ist eine physiologische jährliche Verlustrate von $0,3\%$ pro Jahr aufgeführt (Rao et al 2000). Das Ergebnis dieser Arbeit zeigt einen leichten Abfall der ECD der gesamten Population in Abhängigkeit vom Alter. Aus den Werten der eigenen Studie errechnet sich eine mittlere jährliche Verlustrate von $0,18\%$. Sie liegt somit unter der in der Literatur genannten Werten, was daran liegen kann, dass die Streuung innerhalb der Gruppen sehr groß ist.

12.2.4 ECD in Abhängigkeit vom Geschlecht

Eine Abhängigkeit vom Geschlecht ist nicht eindeutig belegt. In der Literatur lassen sich viele Arbeiten ohne Unterschiede der ECD zwischen Männern und Frauen finden (Hashemian et al. 2006; Mohammad-Salih 2011; Galgauskas et al. 2012). Wenige Arbeiten haben Differenzen einzelner Endothelzellparameter zum Ergebnis. Hierbei war es nicht die ECD, die unterschiedlich ausfiel. In einer Arbeit war der Koeffizient der Variation der Zellen (CV) unterschiedlich (Narumon et al. 2008), und in einer anderen Arbeit gab es als Unterschied mehr reguläre hexagonale Zellen in der männlichen Probandengruppe als in der Weiblichen (Galgauskas et al. 2012). Bildet man bezogen auf die vorliegende Studie eine männliche und eine weibliche Stichprobe, so erhält man die durchschnittliche ECD der Männer von 2410 ± 315 Zellen/mm² und die der Frauen von 2502 ± 271 Zellen/mm², ohne signifikanten Unterschied zwischen den Geschlechtern. Die eben genannten Parameter (CV und möglicher Unterschied der Hexagonalität) wurden in dieser Studie nicht näher beleuchtet.

12.2.5 ECD in Abhängigkeit einer Kataraktoperation

Ein operativer Eingriff am vorderen Augenabschnitt ist ein Trauma und greift in die Unversehrtheit okulärer Strukturen ein. Die Angaben über den erhöhten Endothelzellverlust nach Phakoemulsifikation schwanken enorm in der Literatur. Bereits im Jahre 1994 veröffentlichte Bourne WM et al eine Langzeitstudie über die ECD-Entwicklung nach Kataraktoperation. Die Operationen fanden zwischen 1976 und 1982 statt. Viskoelastische Substanzen wurden nicht

verwendet. Er konnte 67 Augen der ursprünglich 253 Augen über den Beobachtungszeitraum von 10 Jahren untersuchen. Im Ergebnis stellte er fest, dass die Probanden eine auf 2,5% erhöhte jährliche ECD-Verlustrate hatten, ohne signifikanten Unterschied in den drei Subgruppen (Operation ohne anschließende Intraokularlinsen-Implantation, irisfixierte Intraokularlinsen-Implantation, transiridektale Cliplinsen-Implantation). Dies entspricht einer 2,5-8 mal höheren Verlustrate im Vergleich zur natürlichen ECD-Verlustrate, welche er in seiner 10-Jahresstudie an nichtoperierten Augen mit 0,6% angab (Bourne WM et al. 1994; Bourne WM et al. 1997).

Geht man ein Jahrzehnt weiter und schaut sich eine 2004 veröffentlichte Arbeit des Namensvetters Bourne RR et al. an, so spiegelt sie auch ein Stück weit den Trend zur ECCE-Operationstechnik wieder. Es handelte sich um eine große Studie an 500 Probanden, in welcher die ECCE ohne Phakoemulsifikation der ECCE mit Phakoemulsifikation gegenübergestellt wurde und der Einfluss der Operations-Technik auf den Hornhautendothelzellverlust untersucht wurde. Er stellte fest, dass es im Durchschnitt keinen signifikanten Unterschied im Hornhautendothelzellverlust zwischen den beiden Gruppen gab. Ein Jahr nach der Operation war die durchschnittliche ECD von präoperativ 2481 ± 18.6 Zellen/mm² um 10% gesunken und betrug 2239 ± 23.5 Zellen/mm². Die Probanden mit hartem Linsenkern, welche mittels Phakoemulsifikation operiert worden sind, hatten einen besonders hohen Endothelzellverlust von 18.9% im Vergleich zu 11.8% der ECCE-Kontrollgruppe. Er postulierte, dass die Phakoemulsifikations-Technik für das Aufarbeiten harter Linsenkerne nicht unbedingt von Vorteil sei (Bourne RR et al. 2004).

Schaut man diesbezüglich auf die Probanden der eigenen Studie, deren Linsenkernhärte mit Grad 3 und Grad 4 klassifiziert worden sind, so gibt es in der BSS plus®-Stichprobe insgesamt 12 Probanden mit Kernhärte 3 oder 4 und in der Z-Celcoat®-Stichprobe 11 Probanden mit Kernhärte 3 oder 4. Die ECD-Differenz zwischen präoperativ und einer Woche postoperativ betrug in der gesamten BSS plus®-Stichprobe im Durchschnitt -158.58 ± 294.22 Zellen/mm² und in der gesamten Z-Celcoat®-Stichprobe -132.10 ± 256.30 Zellen/mm². Schaut man nur auf die Subgruppe „Kernhärte 3-4 der eigenen Studie, so ergibt sich ein durchschnittlicher Verlust von $-296,59 \pm 412,28$ Zellen/mm² und für die

Sub-Gruppe aus der Z-Celcoat®-Stichprobe ein durchschnittlicher Verlust von $-307,09 \pm 305,95$ Zellen/mm². Sowohl die Kernhärte als auch die damit zwangsläufig höhere Phakoemulsifikations-Energie und/oder -Zeit sind dabei beeinflussend. Bei zwar kleiner Fallzahl und hoher Varianz ist dies trotzdem als Ergebnis dieser Studie festzuhalten, denn das Ergebnis deckt sich nicht nur mit Erkenntnissen der Studie von Bourne RR aus dem Jahre 2004. Auch aus einer 2010 veröffentlichten Studie von Dong-Hyun Kim et al. geht hervor, dass trotz moderner Phakoemulsifikations-Methoden der ECD-Verlust bei harten Linsenkernen bedeutend höher ist als bei moderater Kernhärte. In der gerade genannten Studie wurde die herkömmliche longitudinale Vorgehensweise mit der torsionalen Vorgehensweise verglichen (Dong-Hyun et al 2010). So ist dieses Problem auch 2013 noch immer präsent-was in der eigenen Studie zwar nur anhand einer kleiner Fallzahl aufgezeigt wird, jedoch mit richtungsweisendem Trend. Der Einsatz schützender Viskoelastika ist an dieser Stelle sicher zu befürworten, selbst wenn ein erfahrener Operateur die Operation tätigt.

Über den frühpostoperativen Endothelzellverlust lassen sich in der Literatur Angaben in Höhe von 4% bis 52,6% finden (Zetterström/Laurell 1995; Wilczynski et al. 2009; Walkow et al. 2000; Richard et al. 2008; Dong-Hyun et al. 2010). Auch in der eigenen Studie ist der schnelle deutliche Endothelzellverlust nach einer Woche erkennbar. Die ECD 2 (ECD eine Woche postoperativ) betrug in der BSS plus®-Stichprobe nur noch 2348 ± 347 Zellen/mm² im Vergleich zur ECD 1 (präoperativ) in Höhe von 2506 ± 310 Zellen/mm². Bei der Z-Celcoat®-Stichprobe betrug die ECD 2 2297 ± 352 Zellen/mm² im Vergleich zur ECD 1 in Höhe von 2429 ± 262 Zellen/mm². Prozentual gesehen ist die ECD in Stichprobe 1 um 6,31% gefallen und in Stichprobe 2 um 5,43%. Der Abfall der ECD-Dichte ist signifikant hoch. Der Unterschied zwischen beiden Stichproben war jedoch nicht signifikant.

Bei der Untersuchung sechs Wochen postoperativ ist es in beiden Stichproben zu einem weiteren Endothelzellverlust in Höhe von 1,49% bzw. 1,09% gekommen.

Die Phakoemulsifikation als Oberbegriff einer modernen und sehr perfektionierten Technik zur Katarakt-Extraktion beinhaltet jedoch so viele

veränderbare Variablen, dass im Rahmen einer Arbeit nur einzelne Parameter beleuchtet werden können. Variablen wie Inzisionsart und -breite (Clear Cornea Zugang, Tunnelschnitt), die Wahl der Phakoemulsifikations-Technik (longitudinal, torsional, Aqua-Lase-Technik), die Art und Weise der Kernaufbereitung (Divide and Conquer-Technik, Chop-Technik), der Ort der Phakoemulsifikation (Hinterkammer, Irisebene, Vorderkammer), die Phakoemulsifikationsenergie und -zeit bieten viele Möglichkeiten zur Beeinflussung der postoperativen ECD, weswegen die oben genannte extreme Schwankungsbreite der frühpostoperativen ECD-Verlustraten nicht verwunderlich ist.

12.2.6 ECD in Abhängigkeit von der Verwendung eines Viskoelastikums während der Intraokularlinsen-Implantation

Der postoperative ECD-Abfall wurde zuvor beschrieben. Die zentrale Fragestellung bzw. die aufgestellte Nullhypothese lautete: „Es gibt keinen signifikanten Unterschied im postoperativen Hornhautendothelzellverlust in Abhängigkeit von der Verwendung der viskoelastischen Substanz Z-Celcoat® während der Intraokularlinsen-Implantation“ konnte bestätigt werden.

Es gibt viele Studien, welche den intraoperativen Einsatz unterschiedlicher viskoelastischer Substanzen miteinander verglichen haben - auch bezogen auf die ECD. Dabei zeigte sich, dass es durchaus Unterschiede in ECD-Verlust gibt - abhängig von der Wahl der viskoelastischen Substanz. In einer Arbeit von Rodrigo F et al. wurde der postoperative ECD-Verlust verglichen bei intraoperativem Einsatz von DisCoVisc® (Fa Alcon), einem hochviskös-dispersivem Viskoelastikum bestehend aus 1.6%iger Hyaluronsäure und 4.0%igem Chondroitinsulfat, versus Celoftal® (Fa Alcon), einem niedrigviskös-dispersivem Viskoelastikum bestehend aus 2%iger Hydroxypropylmethylcellulose, einem sehr ähnlichem Viskoelastikum wie dem in dieser Studie verwendeten Z-Celcoat®. Ein Auge der Probanden wurde unter Einsatz von DisCoVisc® operiert, das andere Auge unter Einsatz von Celoftal®. Auch hier tätigte ein Operateur alle 78 Operationen an 39 Probanden. Hier zeigte sich im Ergebnis ein signifikanter Unterschied im Endothelzellverlust zu Ungunsten des Celoftal®, wobei die ECD präoperativ und nur spätpostoperativ nach 6 Monaten angegeben wurde (präoperativ 2358 ± 334

Zellen/mm² (DisCoVisc®) versus 2364 ± 460 Zellen/mm² (Celoftal®) mit p=0,758; 6 Monate postoperativ 2214 ± 372 Zellen/mm² (DisCoVisc®) versus 2032 ± 460 Zellen/mm² (Celoftal®) mit p=0,001) (Rodrigo et al. 2012). Auch andere Studien belegen, dass es signifikante Unterschiede im Endothelzellverlust gibt - abhängig davon, welche viskoelastische Substanz verwendet wurde. Bezugnehmend auf Kapitel 9 (Viskoelastische Substanzen) ist dies nachvollziehbar, da es eine Fülle an auf dem Markt erhältlichen viskoelastischen Substanzen gibt - mit unzähligen Abstufungen der vielen physikalischen Eigenschaften (Storr-Paulsen et al. 2007; Oshika et al. 2010). Studien, welche die IOL-Implantation mit und ohne viskoelastische Substanz untersucht haben, gibt es kaum. Zu Beginn dieser Studie konnte nur eine Arbeit mit kleiner Stichprobengröße von Nayak et al. gefunden werden. Es handelte sich um zwei Stichproben in welchen je 25 Augen von insgesamt 49 Probanden operiert wurden. In Stichprobe 1 wurde die gesamte Operation unter BSS Plus®-Infusion durchgeführt. Auch zur Durchführung der Kapsulorhexis wurde keine viskoelastische Substanz in die Vorderkammer injiziert-im Gegensatz zur Vorgehensweise bei beiden Stichproben der eigenen Studie. In Stichprobe 2 der Nayak-Studie wurde die Kapsulorhexis und die IOL-Implantation unter Viskoelastika-Schutz mittels Hyvisc® (Fa Sun Pharmaceuticals), einem 1%igem Natrium-Hyaluronsäure-Präparat, durchgeführt. Im Vergleich zu Z-Celcoat® (niedrigviskös-dispersiv) handelt es sich hierbei um ein hochviskös-kohäsives Viskoelastikum. Bei niedrigerer Fallzahl und Verwendung eines Viskoelastikums mit anderen physikalischen Eigenschaften und trotz der Tatsache, dass in der Studie von Nayak BK et al. auch die Kapsulorhexis ohne Viskoelastikum durchgeführt wurde, ist das Endergebnis bezogen auf den postoperativen Endothelzellverlust ähnlich wie in der vorliegenden Studie: es gab keinen signifikanten Unterschied in Abhängigkeit von der Verwendung des Viskoelastikums während der IOL-Implantation. Der prozentuale Endothelzellverlust in der Studie von Nayak betrug nach einem Monat 7,38 % in Stichprobe 1 versus 7,47 % in Stichprobe 2 ([Nayak/Elesh 2009](#)).

Im Februar 2011, als die letzten Probanden der eigenen Studie operiert worden sind, wurde eine Studie von Ho Young et al. aus Korea veröffentlicht. Das Thema war ähnlich dem in dieser Studie: „Vergleich zwischen viskoelastischer

Substanz und BBS zur Aufrechterhaltung der Vorderkammer während der IOL-Implantation“ (Ho Young et al 2011). Beide Stichproben bestanden aus je 31 Probanden und es wurden jeweils 31 Operationen durchgeführt. Wie in der eigenen Studie wurde bei einer der beiden Stichproben nur die Kapsulorhexis unter Viskoelastikum durchgeführt. Verwendet wurde Amvisc Plus® (Fa Bausch & Lomb). Hierbei handelt es sich um ein köhasiv-hochvisköses Viskoelastikum bestehend aus 1,6%iger Natrium-Hyaluronsäure. Die IOL-Implantation wurde unter BSS®-Infusion durchgeführt. In der anderen Stichprobe wurde sowohl die Kapsulorhexis als auch die Intraokularlinsen-Implantation unter Verwendung von Amvisc plus® durchgeführt. Der ECD-Verlust wurde nur einmalig nach drei Monaten postoperativ gemessen und betrug in der BSS®-Stichprobe 3,3 % und in der Amvisc plus®-Stichprobe 3,1% - somit lag auch hier kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Stichproben vor (Ho Young et al. 2011).

Die Fremdstudien von Nayak et al. sowie Ho Young et al. als auch die eigene Studie, mit deutlich höherer Fallzahl im Vergleich zu den Fremdstudien, haben zum Ergebnis, dass ein erfahrener Operateur bei Verzicht auf ein Viskoelastikum während der IOL-Implantation im Durchschnitt keinen signifikant höheren Endothelzellverlust erzeugt als im Vergleich zur IOL-Implantation unter BSS®-Infusion oder BSS plus®-Infusion, obwohl in allen drei Studien auch noch Viskoelastika mit unterschiedlichen physikalischen Eigenschaften eingesetzt wurden. Ausnahmefall ist jedoch das Vorliegen harter Linsenkerne, wie bereits weiter oben beschrieben. Der Einsatz der Viskoelastika hat also keinen signifikanten Vorteil erbracht bezogen auf den ECD-Verlust.

12.2.7 Visusentwicklung

Zur Kataraktoperation kommt es in den meisten Fällen, weil die kataraktbedingte Sehschärfenminderung den Betroffenen im Alltag beeinträchtigt. Die Leitlinien von DOG und BVA legen keine feste Visusstufe fest, wann es zur Operation kommen muss, sondern die individuelle, subjektive Beeinträchtigung im Alltag führt zur Operationsindikation. Selten muss die Operation durchgeführt werden, weil die Gesundheit des Auges in Gefahr ist. Somit ist in der Mehrzahl der Fälle die Visusrehabilitation das Hauptziel der Kataraktoperation. Betrachtet man den präoperativen Visus (in LogMar) der BSS plus®-Stichprobe und der Z-Celcoat®-Stichprobe ($0,44 \pm 0,29$ versus $0,40$

$\pm 0,21$), so ist die Visus-Ausgangslage vergleichbar und entspricht auch der präoperativen Ausgangslage anderer Studien (Köpp 2010; Dong-Hyun et al. 2010).

Nach einer Woche ist der Visus im Mittel auf $0,13 \pm 0,21$ (BSS plus®-Stichprobe) und $0,15 \pm 0,10$ (Z-Celcoat®-Stichprobe) angestiegen. Es bestand zu dem Zeitpunkt ein geringer, jedoch gerade noch signifikanter Unterschied bezüglich des Visus, welcher sich jedoch bis zur Abschlusskontrolle nach sechs Wochen verlor. Zu dem Zeitpunkt war der Visus bei der BSS plus®-Stichprobe auf $0,10 \pm 0,22$ und bei der Z-Celcoat®-Stichprobe auf $0,09 \pm 0,08$ angestiegen. Das Hauptziel der Kataraktoperation, die Visusrehabilitation, wurde in beiden Gruppen erreicht, und zwar auf nahezu identischem Niveau - unabhängig von der Verwendung von Z-Celcoat® während der IOL-Implantation.

12.2.8 Intraokularer Druck (IOD)

Präoperativ war der IOD beider Stichproben der eigenen Studie vergleichbar und ohne signifikanten Unterschied ($15,5 \text{ mmHg} \pm 2,8$ versus $15,9 \pm 2,5 \text{ mmHg}$). Die Werte lagen im normalen Wertebereich gesunder Augen. In der Studie von Ho Young et al., welche bezüglich des Viskoelastika-Einsatzes ähnlich aufgebaut war wie die vorliegende Studie betrugen die präoperativen IOD-Werte $14,42 \pm 4,21 \text{ mmHg}$ in der BSS®-Stichprobe und $13,32 \pm 5,18 \text{ mmHg}$ in der Amvisc plus®-Stichprobe. Postoperativ wurde in der eigenen Studie der IOD an Tag 1, nach einer Woche und nach sechs Wochen gemessen. An Tag 1 postoperativ gab es einen kleinen signifikanten Unterschied zu Ungunsten der Z-Celcoat®-Stichprobe ($15,2 \pm 2,5 \text{ mmHg}$ versus $16,3 \pm 2,2 \text{ mmHg}$). Dies deckt sich mit den Ergebnissen der Studie von Ho Young et al.: der Einsatz viskoelastischer Substanzen führt innerhalb der ersten 24 Stunden postoperativ zu einem IOD-Anstieg (Ho Young et al. 2011). Auch die bereits erwähnte Studie von Nayak et al. hatte dies zum Ergebnis (Nayak/Elesh 2009). Wenngleich in der eigenen Studie die erste postoperative IOD-Messung einen Tag später stattfand, liegt im Vergleich zur Studie von Ho Young et al. ein wesentlicher Unterschied vor. In der eigenen Studie ist es weder in der BSS plus®-Stichprobe noch in der Z-Celcoat®-Stichprobe zu einer IOD-Spitze am ersten postoperativen Tag gekommen. In der Studie von Ho Young et al war jedoch am ersten postoperativen Tag in sechs Fällen innerhalb

der Amvisc plus®-Stichprobe eine IOD-Anstieg von über 30 mmHg zu verzeichnen. In der BSS®-Stichprobe war es ebenfalls zu keiner IOD-Spitze gekommen. Diese Diskrepanz ist auf eine unterschiedliche Viskoelastika-Abbaurrate, basierend auf den unterschiedlichen physikalischen Eigenschaften, zurückzuführen. Denn im Gegensatz zum verwendeten Z-Celcoat® mit niedrigviskös, dispersiven Eigenschaften handelt es sich bei Amvisc plus® um ein hochviskös-kohäsives Viskoelastikum. Dieser signifikante Unterschied lässt den Schluss zu, dass bezogen auf das Vermeiden behandlungswürdiger IOD-Spitzen Z-Celcoat® von Vorteil ist.

Nach den frühpostoperativen signifikanten IOD-Unterschieden zu Ungunsten der Viskoelastika-Gruppen verlor sich dieser Unterschied bis zur ersten Woche postoperativ. Sowohl in der eigenen Studie als auch in der Studie von Ho Young et al. erreichten die IOD-Werte wieder das präoperative Niveau und blieben auf diesem Level bei der Sechs-Wochen-Kontrolle in der eigenen Studie und bei der Drei-Monats-Kontrolle in der Ho Young et al. Studie (Ho Young et al 2011). Studien, welche die IOD-Entwicklung nach Katarakt-Operation beobachtet haben, weisen auf, dass es postoperativ zu einem Abfall des IOD im Durchschnitt von 1,5 mmHg kommt (Pohjalainen et al 2001; Sacca et al 2001). Wie unter Kapitel 11.4 der vorliegenden Studie dargestellt, ist der IOD-Abfall im Beobachtungszeitraum von sechs Wochen postoperativ in der BSS plus®-Stichprobe im Durchschnitt nur etwa um 0,5 mmHg niedriger im Vergleich zu präoperativ. In der Z-Celcoat®-Stichprobe hingegen lag der postoperative durchschnittliche IOD-Wert sowohl nach einer als auch nach sechs Wochen fast genau auf präoperativem Level.

Warum der Abfall geringer ausfällt als in der Literatur beschrieben mag daran liegen, dass die Einschluss- und Ausschluss-Kriterien bezüglich des IOD's in der eigenen Studie weniger streng festgelegt wurden als zum Beispiel in der oben zitierten Studie von Sacca et al. Dort gab es zwei Stichproben. Zu Stichprobe 1 gehörten Probanden ohne Glaukom und mit einfacher seniler Katarakt. Hier gab es keine präoperativen IOD-Werte über 20 mmHg. Stichprobe 2 hingegen wurde von Glaukom-Patienten gebildet. Hier gab es präoperative IOD-Werte von bis zu 25 mmHg.

In der eigenen Studie gab es in der BSS plus®-Stichprobe vier Probanden mit einem IOD über 20 mmHg (zwei davon Glaukom-Patienten) und in der Z-Celcoat®-Stichprobe einen Probanden mit einem IOD über 20 mmHg (Glaukom-Patient).

Des Weiteren wurde bei den Studien, die sich auf IOD-Messungen konzentrierten, der IOD immer mehrfach pro Proband und Untersuchungstag gemessen – in der eigenen Studie wurde pro Proband und Untersuchungstag nur ein Wert erhoben.

Auffällig ist jedoch, dass die Standard-Abweichung bei den postoperativen Messungen kleiner geworden ist. Abbildung 11.4 in Kapitel 11.4 veranschaulicht dies. Das bedeutet, dass insbesondere Probanden mit höherer IOD-Ausgangslage von der Katarakt-Operation von der Operation als drucksenkendes Mittel profitieren.

12.2.9 OP-Dauer

Bei der Z-Celcoat®-Stichprobe ist die Operationszeit verlängert, da das zusätzlich für die Intraokularlinsen-Implantation injizierte Viskoelastikum möglichst rückstandslos aus dem Linsenkapselsack und der Augenvorderkammer ausgespült werden muss. Im Mittel war die OP-Zeit 0,8 Minuten länger im Vergleich zur BSS plus®-Stichprobe ($8,0 \pm 1,4$ Minuten versus $7,2 \pm 1,2$ Minuten). Wie unter Kapitel 12.2.6 bereits beschrieben führt diese verlängerte OP-Zeit nicht zu einem signifikant höheren ECD-Verlust führte in der Z-Celcoat®-Stichprobe.

12.3 Schlussfolgerungen

Der Verzicht auf den Einsatz einer viskoelastischen Substanz zur Intraokularlinsen-Implantation bei einer Kataraktoperation führt bei einem erfahrenen Operateur nicht zu einem erhöhten postoperativen Endothelzellverlust. Die vorliegende Studie als auch die im Text genannten vergleichenden Studien geben einen eindeutigen Hinweis dafür.

Bei der Kataraktchirurgie mittels Phakoemulsifikation an normalen gesunden Augen ist es vertretbar, auf Viskoelastika zu verzichten, denn Viskoelastika können einen passageren IOD-Anstieg erzeugen, führen zu einer längeren Operationszeit und erzeugen zusätzliche Operationskosten.

Die alternative Vorgehensweise der IOL-Implantation unter Infusion von z.B. BSS®- oder BSS plus®-Lösung ist für einen erfahrenen Operateur eine gute Alternative.

Liegen allerdings – nur exemplarisch genannt - anatomische Besonderheiten, Hornhautpathologien oder harte, dichte Katarakte vor, so ist der Einsatz viskoelastischer Substanzen sinnvoll, weil es hierbei zu einem höheren postoperativen Endothelzellverlust kommt und somit die postoperative Visusrehabilitation schlechter ausfallen kann.

13 Zusammenfassung

Entwicklung der Hornhautendothelzelldichte (ECD) in der frühen postoperativen Phase nach Kataraktchirurgie in Abhängigkeit von der Verwendung der HPMC-haltigen viskoelastischen Substanz Z-Celcoat® während der Intraokularlinsen-Implantation.

Operative Eingriffe am Vorderabschnitt des Auges verursachen einen erhöhten Hornhautendothelzellverlust. Der intraoperative Einsatz viskoelastischer Substanzen wie dem in dieser Studie verwendeten Z-Celcoat® dient unter anderem der Protektion des vulnerablen Hornhautendothels.

In dieser prospektiven Studie wurde die Entwicklung der Endothelzelldichte (ECD) in der frühen postoperativen Phase nach Kataraktchirurgie in Abhängigkeit von der Verwendung der viskoelastischen Substanz Z-Celcoat® während der Intraokularlinsen-Implantation untersucht. Alle Probanden unterzogen sich einer ambulanten Katarakt-Operation mittels Phakoemulsifikation und anschließender Implantation einer einteiligen Hinterkammerlinse des Typs CT-Asphina® 409M (Fa Zeiss) oder des Typs CT-Asphina® 409MV (FA Zeiss) durch den gleichen erfahrenen Operateur. In der BSS plus®-Stichprobe wurde die Intraokularlinsen-Implantation nur unter fortlaufender BSS plus®-Infusion und ohne Einsatz der viskoelastischen Substanz Z-Celcoat® durchgeführt. 97 Augen von 69 Patienten wurden so operiert. Bei Stichprobe 2 wurde die Intraokularlinse unter Verwendung der viskoelastischen Substanz Z-Celcoat® implantiert. Auf diese Weise wurden 87 Augen von 62 Patienten operiert. Im Ergebnis gab es keinen signifikanten Unterschied der postoperativen ECD zwischen den beiden Stichproben. Die durchschnittliche ECD betrug präoperativ 2506 ± 310 Zellen/mm² (BSS plus®) versus 2429 ± 262 Zellen/mm² (Z-Celcoat®) und postoperativ nach einer Woche 2348 ± 347 Zellen/mm² (BSS plus®) versus 2297 ± 352 Zellen/mm² (Z-Celcoat®). Das entsprach einem prozentualen Endothelzellverlust nach einer Woche in Höhe von 6,31% in der BSS plus®-Stichprobe und 5,43% in der Z-Celcoat®-Stichprobe. Bei der Sechs-Wochen-Kontrolle war ein weiterer Abfall der ECD in Höhe von 1,49% versus 1,09% zu verzeichnen.

Die genannten Messwerte bestätigten die aufgestellte Nullhypothese dieser Arbeit: „Es gibt keinen signifikanten Unterschied im Verlust der Endothelzellichte in Abhängigkeit von der Verwendung der viskoelastischen Substanz Z-Celcoat® während der Intraokularlinsen-Implantation“.

Somit konnte aufgezeigt werden, dass ein erfahrener Kataraktchirurg bei Katarakten mit normalem Härtegrad und Augen ohne anatomische Besonderheiten alternativ zur Intraokularlinsen-Implantation unter Viskoelastika-Schutz die Intraokularlinse auch unter fortlaufender Infusion mittels BSS plus® (Balanced salt solution) durchführen kann, da es zu keinem signifikant höheren Hornhautendothelzellverlust kommt. Von Vorteil sind hierbei die geringere Wahrscheinlichkeit eines postoperativen Augendruckanstieges sowie die kürzere OP-Dauer.

Summary

Changes of the corneal endothelial cell density during the early postoperative period after cataract surgery depending on the use of HPMC-containing viscoelastic substance Z-Celcoat® during intraocular lens- implantation

In this prospective randomized study we compared the changes of endothelial cell density (ECD) in the early postoperative phase after cataract surgery depending on the use of HPMC containing viscoelastic or Balanced Salt Solution (BSS plus®) during the intraocular lens implantation.

All participants had outpatient small incision phacoemulsification cataract surgery followed by implantation of a foldable acrylic one piece posterior chamber lens CT-Asphina® 409M (Carl Zeiss Meditec) or CT- Asphina® 409MV (Carl Zeiss Meditec). All surgeries were performed by a single experienced surgeon.

In the BSS plus® sample the intraocular lens (IOL) implantation was carried out under continuous infusion and without any viscoelastic. 97 eyes of 69 participants underwent this procedure. The other sample comprising 87 eyes of 62 patients had IOL implantation under the viscoelastic Z- Celcoat®.

The mean preoperative ECD was 2506 ± 310 cells/mm² (BSS plus®) versus 2429 ± 262 cells/mm² (Z-Celcoat®). After one week the cell count was 2348 ± 347 cells/mm² (BSS plus®) versus 2297 ± 352 cells/mm² (Z-Celcoat®). This corresponds to a decrease of 6.31 % in the BSS plus®-sample and 5.43% in the Z-Celcoat®-sample. Six weeks after surgery we measured a further decline of 1.49% and 1.09%, respectively. These changes were not significant. However, the surgical time in the BSS group with $7,2 \pm 1,2$ minutes was significantly shorter than $8,0 \pm 1,4$ minutes in the viscoelastic group.

IOL-Implantation under BSS plus® infusion does not reduce ECD significantly, when compared to the implantation under viscoelastic. Moreover, it reduces surgical time by eliminating viscoelastic aspiration at the conclusion of the procedure.

14 Literaturverzeichnis

- Auffarth GU, Apple DJ (2001) *Der Ophthalmologe* 98:1012–1028
- Balazs EA (1979) *Ultrapure hyaluronic acid and the use thereof*. US patent No. 4.141.973
- Bourne RR, Minassian DC, Dart JK, Rosen P, Kaushal S, Wingate N (2004) *Effect of cataract surgery on the corneal endothelium: modern phacoemulsification compared with extracapsular cataract*, *Ophthalmology* 111(4):679-685
- Bourne WM, Nelson LR, Hodge DO (1994) *Continued endothelial cell loss ten years after lens implantation* *Ophthalmology* 101(6):1014-22; discussion 1022-3
- Bourne WM, Nelson LR, Hodge DO (1997) *Central corneal endothelial cell changes over a ten-year period* *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 38(3):779-82
- Burk A, Burk R (2005) *Checkliste Augenheilkunde*, Thieme-Verlag, Stuttgart
- Capella MJ, Barraquer E (2010) *Comparative study of coaxial microincision cataract surgery and standard phacoemulsification* *Arch Soc Esp Oftalmol* 85(8):268-73
- Cohen J (1969) *Statistical power analysis for the behavioral sciences* Academic Press, New York, London
- Dick B, Schwenn O, Pfeiffer N (1999) *Einteilung der viskoelastischen Substanzen in der Ophthalmochirurgie* *Der Ophthalmologe* 96: 193-211
- Dick B, Schwenn O (2007) *Kataraktchirurgie* in Augustin AJ (Hrsgb.) *Augenheilkunde*, Springer-Verlag, Heidelberg
- Dick B (2007) *Nahtmaterial, Intraokularlinsen, Operationszubehör* in Augustin AJ (Hrsgb.) *Augenheilkunde*, Springer-Verlag, Heidelberg
- Dong-Hyun K, Won-Ryang W, Jin-Hak L, Mee-Kum K (2010) *The Comparison between Torsional and Conventional Mode Phacoemulsification in Moderate and Hard Cataracts*, *Korean J Ophthalmol* 24(6): 336–340
- Ercegović A, Brajković J, Surać IK, Haluzan MB (2012) *Prevalence, distribution and types of corneal astigmatism in cataract surgery patients in Sibenik County* *Acta Clin Croat* 51(2):275-8
- Galgauskas S, Krasauskaite D, Pajaujis M, Juodkaite G, Asoklis RS (2012) *Central corneal thickness and corneal endothelial characteristics in healthy, cataract, and glaucoma patients* *Clin Ophthalmol* 6:1195-9

- Guirou N, Napo A, Dougnon A, Bakayoko S, Sidibé F, Sidibé MK, Conaré I, Traoré L, Traoré J (2013) *Visual outcome of cataract surgery in adults* J Fr Ophthalmol 36(1):19-22
- Hashemian MN, Moghimi S, Fard MA, Fallah MR, Mansouri MR (2006) *Corneal endothelial cell density and morphology in normal Iranian eyes* BMC Ophthalmol 6;6:9
- Hiles DA, Biglan AW, Fetherolf E (1979) *Central corneal endothelial cell counts in children* Am intraocular Implant Soc J 5: 292-299
- Ho Young L, Yoon Jung C, Jong Seok P (2011) *Comparison of OVD and BSS for Maintaining the Anterior Chamber during IOL Implantation* Korean J Ophthalmol 25(1): 15–2.
- Jetter D (1991) *Geschichte der Medizin*, Thieme-Verlag Stuttgart
- Kanski JJ (2004) *Klinische Ophthalmologie*, Urban & Fischer Verlag, München
- Klyce SD, Beuerman RW (1988) *Structure and Function of the Cornea* in Kaufmann HE, Mc Donald MB, Barron BA, Waltman SR (Hrsgb.), Cornea, Churchill Livingstone
- Knox Cartwright NE, Johnston RL, Jaycock PD, Tole DM, Sparrow JM (2010) *The Cataract National Dataset electronic multicentre audit of 55,567 operations: when should IOLMaster biometric measurements be rechecked?* Eye (Lond) 24(5):894-900
- Köpp J (2010) *Auswertung von ambulanten Kataraktoperationen an der Klinik und Poliklinik für Augenheilkunde in Greifswald im Rahmen der Qualitätssicherung* Inaugural-Dissertation (<http://d-nb.info/1012030067/34>; Stand 19.12.14)
- Lang GK (2000), *Augenheilkunde*, Thieme-Verlag, Stuttgart
- Mardin C (2010), *Perioperative Therapie* in Erb C, Schlote T (Hrsgb.), Medikamentöse Augentherapie, Thieme-Verlag, Stuttgart
- Mergler S, Pleyer U (2007) *The human corneal endothelium: new insights into electrophysiology and ion channels* Prog Retin Eye Res. 26(4):359-78
- Mergler S, Scholl U (2011) *Physiologie des humanen Hornhautendothels-neue Erkenntnisse durch elektrophysiologische Untersuchungen* Klinisches Monatsblatt Augenheilkunde 228:520-524
- Meyer K, Palmer W (1934) *The polysaccharide of the vitreous humor* The Journal of Biological Chemistry 107, 629-634
- Miller D, O'Connor P, Williams J (1977) *Use of Na-Hyaluronate during intraocular lens implantation in rabbits* Ophthalmic Surg 8:58-61

- Mohammad-Salih PA (2011) *Corneal endothelial cell density and morphology in normal Malay eyes* Med J Malaysia 66(4):300-3
- Narumon S, Manapon L, Suthee P (2008) *Corneal endothelial cell density and morphology in Phramongkutklao Hospital*, Clin Ophthalmol 2(1): 147–151
- Nayak BK, Elesh KJ (2009) *Comparison of corneal endothelial cell loss during phacoemulsification using continuous anterior chamber infusion versus those using ophthalmic viscosurgical device: Randomized controlled trial* Indian J Ophthalmol 57(2): 99–103
- Nucci P, Brancato R, Mets MB, Shevell SK (1990) *Normal endothelial cell density range in childhood* Arch Ophthalmol 108, 247-248
- Obuchowska I, Mariak Z (2005) *Jacques Daviel-the inventor of the extracapsular cataract extraction surgery* Klinika oczna 107(7-9):567-71
- Ohrloff C, Oldendörp J, Puck A (1985) *Geringe Endothelzellverluste nach Phakoemulsifikation und Implantation einer Hinterkammerlinse* Klin Monatsblatt Augenheilkunde 186(4): 303-306
- Oshika T, Bissen-Miyajima H, Fujita Y, Hayashi K, Mano T, Miyata K, Sugita T, Taira Y (2010) *Prospective randomized comparison of DisCoVisc and Healon5 in phacoemulsification and intraocular lens implantation* Eye (Lond) 24(8):1376-81
- Padilla MD, Sibayan SA, Gonzales CS (2004) *Corneal endothelial cell density and morphology in normal Filipino eyes* Cornea 23:129–35
- Pascolini D, Mariotti SP (2012) *Global estimates of visual impairment* Br J Ophthalmol. 96(5):614-8
- Pohjalainen T, Vesti E, Uusitalo RJ, Laatikainen L (2001) *Intraocular pressure after phacoemulsification and intraocular lens implantation in nonglaucomatous eyes with and without exfoliation* J Cataract Refract Surg 27(3):426-31
- Raju VK (2003) *Sustra of ancient India* Indian Journal of Ophthalmology Vol. 51, Issue 2, Page 119-122
- Rao SK, Ranjan Sen P, Fogla R, Gangadharan S, Padmanabhan P, Badrinath SS (2000) *Corneal endothelial cell density and morphology in normal Indian eyes* Cornea 19(6):820-3
- Richard J, Hoffart L, Chavane F, Ridings B, Conrath J (2008) *Corneal endothelial cell loss after cataract extraction by using ultrasound phacoemulsification versus a fluid-based system* Cornea 27(1):17-21
- Rodrigo FE, Emerson FSC, Marcony RS, Newton KJ (2012) *A clinical comparison between DisCoVisc and 2% hydroxypropylmethylcellulose in phacoemulsification: a fellow eye study* Clinics (Sao Paulo) 67(9): 1059–1062

- Roy PN, Mehra KS, Deshpande PJ (1979) *British Journal of Ophthalmology* 59, 71
- Rumsey D (2010), *Statistik für Dummies*, Wiley-VCH Verlag, Weinheim
- Sacca S, Marletta A, Barabino S, Rolando M, Gianetti R, Calabria G (2001) *Daily tonometric curves after cataract surgery* Br J Ophthalmol 85(1):24-29
- Sanchis-Gimeno JA, Lleo-Perez A, Alonso L, Rahhal MS, Martinez Soriano F (2005) *Corneal endothelial cell density decreases with age in emmetropic eyes* Histology and Histopathology 20: 423-427
- Sekundo W (2007) *Hornhaut* in Augustin AJ (Hrsgb.), Augenheilkunde, Springer-Verlag, Heidelberg
- Sekundo W (2007) *Diagnostische Verfahren bei Hornhauterkrankungen* in Augustin AJ (Hrsgb.), Augenheilkunde, Springer-Verlag, Heidelberg
- Skiadaresi E, McAlinden C, Pesudovs K, Polizzi S, Khadka J, Ravalico G (2012) *Subjective quality of vision before and after cataract surgery* Arch Ophthalmol 130(11):1377-82
- Snellingsen T, Rao GN, Shrestha JK, et al (2001) *Quantitative and morphological characteristics of the human corneal endothelium in relation to age, gender, and ethnicity in cataract populations of south Asia* Cornea 20:55–8
- Stegmann R, Miller D (1982) *Extracapsular cataract extraction with hyaluronate sodium* Ann Ophthalmol 14: 813-815
- Storr-Paulsen A, Nørregaard JC, Farik G, Tårnhøj J (2007) *The influence of viscoelastic substances on the corneal endothelial cell population during cataract surgery: a prospective study of cohesive and dispersive viscoelastics*. Acta Ophthalmol Scand 85(2):183-7
- Walkow T, Anders N, Klebe S (2000) *Endothelial cell loss after phacoemulsification: relation to preoperative and intraoperative parameters* J Cataract Refract Surg 26(5):727-32
- Weiß C (1999) *Basiswissen Medizinische Statistik*, Springer-Verlag, Heidelberg
- Werdermann D (2007) *Ultraschall und Biometrie* in Augustin AJ (Hrsgb.), Augenheilkunde, Springer-Verlag, Heidelberg
- Wenzl E, Wohlfahrt C, Vidic B, Zalaudek K, El-Shabrawi Y, Wirtitsch MG, Wedrich A, Ardjomand N (2009) *Farbsehen und Kontrastsehen mit photochromatischer IOL* Spektrum der Augenheilkunde 23(1):17-20
- Wenzel M, Reinhard T, Kohnen T, Scharrer A, Schayan K, Klasen J (2011) *Ambulante Intraokularchirurgie 2010* Ophthalmo-Chirurgie 23: 215-223

- Wilczynski M, Supady E, Loba P, Synder A, Palenga-Pydyn D, Omulecki W (2009) *Comparison of early corneal endothelial cell loss after coaxial phacoemulsification through 1.8 mm microincision and bimanual phacoemulsification through 1.7 mm microincision* J Cataract Refract Surg 35(9):1570-4
- Wirbelauer C, Anders N, Pham DT, Wollensak J (1998) *Corneal endothelial cell changes in pseudoexfoliation syndrome after cataract surgery* Arch Ophthalmol 116(2):145-9
- Yunliang S, Yuqiang H, Ying-Peng L, Ming-Zhi Z, Lam DS, Rao SK (2007) *Corneal endothelial cell density and morphology in healthy Chinese eyes* Cornea 26(2):130-2
- Zetterström C, Laurell CG (1995) *Comparison of endothelial cell loss and phacoemulsification energy during endocapsular phacoemulsification surgery* J Cataract Refract Surg 21(1):55-8

Internetquellen

www.who.int/blindness/data_maps/CSR_EURO_2004.jpg (Stand 19.12.14)

www.who.int/blindness/data_maps/CSR_WORLD_2004.jpg (Stand 19.12.14)

<http://www.storckverlag.de/wp-content/uploads/2012/06/Fortbildung-2007-12-Hyaluronsaeure.pdf> (Stand 19.12.14)

15 Danksagung

An erster Stelle möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. med. Walter Sekundo, Leiter der Universitäts-Augenklinik Marburg, bedanken für die Überlassung des vorliegenden Themas und die wohlwollende Unterstützung und Betreuung im Rahmen dieser Dissertation.

Des Weiteren gilt mein Dank Frau Dr. med. Nadja Weber, Oberärztin der Universitäts-Augenklinik Marburg, welche mir ebenfalls mit Unterstützung, Betreuung und Beratung großzügig zur Seite stand.

Ein besonderer Dank gilt auch Herrn Dr. med. Stefan Bodanowitz, welcher als erfahrener Operateur sein Können und Wissen in diese Studie mit einbrachte.

Bedanken möchte ich mich auch bei allen Probanden, ohne die diese Studie so nicht durchführbar gewesen wäre.

Nicht zuletzt möchte ich meiner Familie und meinen Freunden Dank aussprechen - für die immer wiederkehrende mentale Unterstützung und die immer wieder aufbauenden Worte!

16 Akademische Lehrer

Universität zu Frankfurt (Grundstudium):

Prof. H.-U. Deppe, Prof. T. Holstein, E. Frömter, Prof. E.-W. Grabner, Prof. M. Karas, Prof. H.-W. Korf, Prof. D. Schubert, Dr. Struckhoff, Prof. K.-H. Usadel, PD Dr. G. Voelcker, Prof. J. Winckler

Universität des Saarlandes (erstes klinisches Semester):

Prof. U. Feldmann, Prof. C.-M. Kirsch, Prof. G.-W. Sybrecht, Prof. W.-H. Taub

Universität zu Köln (restliche klinische Semester)

Prof. H.-P. Dienes, Prof. V. Diehl, Prof. M.-H. Hackenbroch, Prof. W. Heiß, Prof. A.-H. Hölscher, Prof. H.-W. Höpp, PD S.-M. Kasper, Prof. W. Klaus, Prof. K. Köhle, Prof. T. Krieg, Prof. G.-K. Krieglstein, Prof. P. Mallmann, Prof. D. Michalk, Prof. M. Staak, Prof. E. Stennert, Prof. H. Troidl, Prof. K. Wielckens